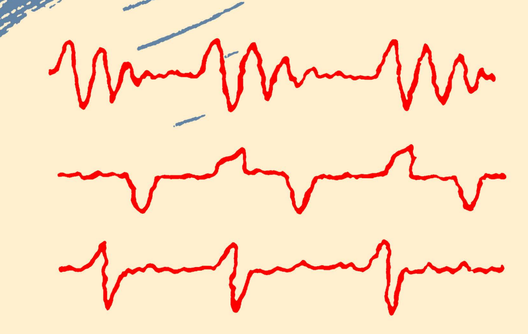
И. Т. Акулиничев, Р. М. Баевский,
К. П. Зазыкин, В. Р. Фрейдель

РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В КОСМИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНЕ





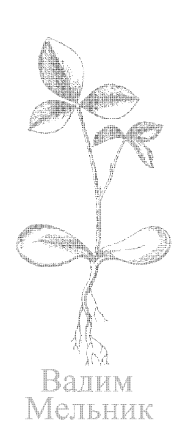
ИЗДАТЕЛЬСТВО
„ЭНЕРГИЯ“

МАССОВАЯ РАДИОБИБЛИОТЕКА

Выпуск 505

И. Т. АКУЛИНИЧЕВ, Р. М. БАЕВСКИЙ,
К. П. ЗАЗЫКИН и В. Р. ФРЕЙДЕЛЬ

РАДИОЭЛЕКТРОНИКА В КОСМИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНЕ



ИЗДАТЕЛЬСТВО «ЭНЕРГИЯ»

МОСКВА 1964 ЛЕНИНГРАД

УДК 621.37/39:61
А44

Описываются приборы и методы исследования, применяемые в космической медицине. Даны краткие сведения о принципах действия и устройстве датчиков, усилительной и другой аппаратуры, предназначенных для использования на космических кораблях.

Брошюра предназначена для радиотехников, медиков и радиолюбителей-конструкторов.

ПРЕДИСЛОВИЕ

Начало второй половины нашего века ознаменовалось значительными успехами науки и техники в изучении и освоении космического пространства

Запуски искусственных спутников земли и лунных ракет, автоматических научных станций и обитаемых космических кораблей — каждое из этих событий явилось новым важным шагом на пути покорения человеком Вселенной.

Важную отличительную черту научных исследований в этой области составляет не только участие в них широкого круга специалистов многих отраслей знаний, но также и то, что на стыке некоторых из этих отраслей родились и развились новые научные дисциплины.

Ярким примером этого может служить космическая медицина — научная область, развившаяся из авиационной медицины и впитавшая в себя последние достижения таких дисциплин, как прикладная физиология, радиоэлектроника, радиобиология и др.

К числу ведущих проблем, составляющих предмет космической медицины, относится, в частности, изучение влияния условий и факторов космического полета на живые организмы.

Результатом исследований в этом направлении является разработка мероприятий, необходимых для поддержания высокой работоспособности членов экипажа, создание средств, обеспечивающих безопасность полетов на ракетных аппаратах.

Разработка этих исключительно важных вопросов осуществляется как в лабораторных условиях, так и в реальных полетах. Исследования в ходе полета представляют особую ценность, так как позволяют не только изучить воздействие на организм реально существующего комплекса факторов, но и получить представление об эффективности разработанных мероприятий или используемых видов снаряжения.

Все это, естественно, связано с необходимостью еще в ходе полета иметь достоверные сведения о состоянии организма и окружающей его среды.

Передача биологической, в том числе и медицинской, инфор-

мации по радио на большие расстояния и привела к рождению биотелеметрии — весьма специфического для космической биологии и медицины научного метода.

Прогресс космической медицины в сильной степени будет зависеть от успешного развития и совершенствования биотелеметрии, которая все более и более привлекает к себе внимание инженеров и врачей.

Радиоэлектроника по понятой причине составляет основу биотелеметрии, и поэтому она так органично вошла в «плоть» и «кровь» космической медицины.

Предлагаемая вниманию читателей брошюра написана специалистами в области космической биотелеметрии.

Можно надеяться, что работа авторов будет с интересом встречена читателями и привлечет к проблемам биотелеметрии внимание инженеров и врачей.

Доктор биологических наук
О. Г. Газенко

ВВЕДЕНИЕ

Всего 6 лет прошло от запуска первого искусственного спутника Земли до многосуточного космического полета кораблей «Восток-5» и «Восток-6». Все дальше и дальше от Земли будут уходить космические корабли сначала с автоматическим оборудованием, а затем с экипажем на борту. Настанет время, когда нога человека ступит на поверхность Луны и других планет Солнечной системы. Великий русский ученый, основоположник современной космонавтики, К. Э. Циолковский писал: «Человечество не останется вечно на Земле, но в погоне за светом и пространством сначала робко проникнет за пределы атмосферы, а затем завоюет все околосолнечное пространство...». Однако на пути освоения Вселенной стоит много принципиальных трудностей. С одной стороны, это сугубо технические проблемы, такие как построение все более мощных ракет и создание все более совершенного оборудования, с другой стороны — безопасность полетов и нормальные условия существования человека в условиях космического пространства.

Как известно, космическое пространство характеризуется физическими условиями, которые абсолютно неприемлемы для существования высокоразвитых организмов. Поэтому важная роль в подготовке и осуществлении первых космических полетов животных и человека принадлежит космической медицине. Эта новая отрасль знания, основанная на тысячелетнем врачебном опыте, впитала в себя то новое, что возникло в науке в самые последние годы и оказалось необходимым для решения задач, связанных с космическими полетами человека.

Первые шаги космической медицины и биологии были связаны с изучением физики космоса, т. е. тех условий, с которыми человеку предстояло и еще предстоит встретиться в полете. С этой целью регулярно в СССР с конца 40-х годов запускались геофизические ракеты. В дальнейшем начались биологические эксперименты — вертикальные запуски ракет, в которых находились животные. В этих опытах, после того как ракета достигала максимальной высоты, головка с кабиной животного отделялась и опускалась на парашюте.

Следующий этап освоения космического пространства был начат запуском собаки Лайки на втором советском искусственном спутнике Земли. Этим экспериментом была доказана возможность выживания высокоорганизованного существа на околоземной орбите.

Полеты собак Стрелки, Белки, Пчелки, Мушки, Звездочки, Чернушки позволили детально исследовать их физиологические реакции на различных участках космического полета.

Большое значение имели проведенные во время этих полетов обширные микробиологические, биохимические, генетические, цитологические и другие исследования Учеными была доказана возможность безопасного полета человека в космос.

Первый полет человека в космос — полет Ю. А. Гагарина, осуществленный 12 апреля 1961 г, был подлинным триумфом советской науки и техники В успехе этого полета заслуга космической медицины очень велика Полеты Г. С. Титова, а затем А. Г. Николаева, П Р Поповича, В Ф Быковского и В. В. Терешковой были новыми ступенями научного прогресса, новыми важными достижениями советской космонавтики.

Во всех экспериментальных полетах, от первых запусков ракет с животными до многосуточного рейса кораблей «Восток-5» и «Восток-6», положение врачей и физиологов, проводивших научные исследования и отвечавших за безопасность полетов, существенно отличалось от того, что было в их повседневной медицинской практике: у постели тяжело больного, у хирургического стола, во время самых сложных лабораторных опытов. На земле объект исследования (человек или животное) находится всегда в пределах досягаемости экспериментатора или врача. Можно в любое время вмешаться в ход эксперимента, операции или болезненного процесса Совсем иное дело в космическом полете, когда живой организм находится за сотни и тысячи километров от врача-экспериментатора. Возможности вмешательства в ход эксперимента ограничены минутами и даже секундами. Поэтому необходимо не только подробно знать о состоянии экипажа в каждый момент полета, но и уметь прогнозировать неблагоприятные ситуации на срок, достаточный для проведения требуемых мероприятий.

Специальная электронная аппаратура для научных исследований и медицинского контроля служит неотъемлемой частью любого космического корабля. Можно без преувеличения сказать, что без радиоэлектроники были бы вообще невозможны космические полеты. Летный эксперимент представляет собой основное исследовательское направление в космической медицине. Биологи, врачи и физиологи широко используют все технические возможности получения медицинской информации с борта космического корабля или искусственного спутника Земли.

В настоящее время оформилась в особое техническое направление биологическая телеметрия, занимающаяся дистанционным измерением биологических показателей. Развитие биологической телеметрии наиболее тесно связано с задачами космонавтики.

Кроме телеметрии, в космической медицине используются средства радиосвязи и телевидения для двусторонней радиотелефонной связи с космонавтом, а также для изучения его поведения и реакции на изменение условий в космическом полете.

Радиоэлектронное оборудование, используемое для медико-биологических исследований и врачебного контроля в условиях космического полета, включает в себя: устройства для сбора и преобразования физиологических параметров (электроды и датчики), бортовую медицинскую аппаратуру и системы передачи и регистрации данных.

Указанные устройства при комплексной работе составляют так называемую физиологическую измерительную систему. Своеобразие условий космического полета, в которых применяется физиологиче-

ская измерительная система, накладывает на нее определенный отпечаток и предъявляет специфические требования к каждому из ее элементов. Кроме того, существуют общие требования к аппаратуре, обусловленные действием факторов космического полета.

В настоящее время принято делить эти факторы на три группы:

факторы, характеризующие физические условия космического пространства (космическая радиация, вакуум);

факторы, определяемые динамикой полета (вибрация, ускорение, невесомость);

факторы, связанные с условиями в кабине космического корабля (температура, давление, освещенность и др).

Большое значение имеет продолжительность действия каждого из этих факторов. Все факторы третьей группы относятся к числу постоянно действующих, а такие, как ускорение и вибрация, действуют в течение относительно короткого времени взлета и посадки космического корабля.

Невесомость наблюдается в течение всего периода орбитального полета. Интенсивность космических излучений может изменяться в больших пределах в зависимости от траектории полета, солнечной активности и других еще неизвестных причин Таким образом, перед учеными и инженерами стоит задача защиты от действия перечисленных факторов не только самих космонавтов, но и оборудования, которое служит для научных исследований в космическом полете.

Рассматривая вопросы применения радиоэлектроники в космической медицине, следует иметь в виду, что все современное оборудование космических кораблей выбирается из условий разумного компромисса между требованиями космонавтики (потребление энергии, вес, габариты, защита от неблагоприятных воздействий) и возможностей радиоэлектроники.

Выбор методов съема (отведения и преобразования) биоэлектрических потенциалов, в частности включение биологических объектов на вход измерительной системы, связан с преодолением трудностей, обусловленных главным образом специфическим характером этой информации. При этом особое значение имеет высокая помехоустойчивость измерительных систем. В связи с этим внедрение радиоэлектроники в космическую медицину — весьма сложная и трудная задача.

Успехи, достигнутые в этой области, служат залогом быстрого и эффективного решения ряда перспективных проблем, связанных с еще более продолжительными и дальними полетами человека в космос. Пропаганда достижений и освещение в литературе научно-технических успехов космической медицины привлекут новые творческие силы, а также новые инженерно-технические решения для научно-исследовательской работы в других областях медицинской практики.

ГЛАВА ПЕРВАЯ

СБОР И ПРЕОБРАЗОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

ДАТЧИКИ И ЭЛЕКТРОДЫ

Датчики представляют собой один из основных элементов медицинской радиоэлектронной аппаратуры. Будучи первым звеном измерительной системы, они предназначены для преобразования биологических параметров неэлектрического происхождения в электрические сигналы Биологические параметры — это механические, химические, оптические, акустические и другие величины (переменные или постоянные), характеризующие определенные биологические процессы в живом организме. Другие же биологические параметры (биопотенциалы мышц, мозга, сердца) сами по себе имеют электрическую природу и не требуют специальных преобразований. Основная задача при регистрации биопотенциалов заключается в выборе рационального способа их отведения с помощью электродов от соответствующих областей организма.

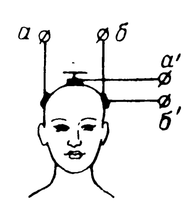


Рис. 1 Способы отведения биопотенциалов.

а—б — биполярное отведение; а'—б' — монополярное отведение.

В практике электрофизиологических измерений биопотенциалы отводят с помощью двух электродов, которые могут располагаться монополярно или биполярно. Монополярное расположение электродов означает, что один из электродов находится в таком участке тела, где электрическая активность исследуемого органа весьма мала или приближается к нулю, а второй электрод расположен поблизости от источника биопотенциалов. При биполярном размещении оба электрода находятся над органом или тканью, обладающими биоэлектрической активностью. При этом измеряется не абсолютное значение бипотенциалов, а их разностное значение. Пример размещения электродов на голове человека показан на рис. 1.

Разработка датчиков и электродов, пригодных для использования в условиях космического полета, представляет известные трудности и обусловлена рядом специфических требований.

Если в лабораторных и клинических условиях пациент во время исследования может сохранять полную неподвижность, расслаблять мышцы, то космонавт в полете должен находиться в деятельном состоянии: вести связь, управлять космическим кораблем,

вести записи в бортовом журнале и т. д. Кроме того, в космическом полете датчики и электроды на теле космонавта должны быть надежно зафиксированы в течение длительного времени; при этом не должно создаваться ощущений неловкости или каких-либо неудобств в работе. Уже сейчас ясно, что в продолжительных космических полетах постоянное размещение на космонавте всех датчиков и электродов нецелесообразно. Требуется выбрать только некоторый минимум датчиков для получения непрерывного врачебного контроля за состоянием жизненно важных функций космонавта. Эти датчики должны находиться на нем постоянно и вместе с измерительной схемой обеспечивать высококачественную регистрацию необходимых показателей в любой момент полета. Другая, бо́льшая часть датчиков может надеваться самим космонавтом лишь на время, необходимое для периодического проведения специальных исследований.

По принципу действия все датчики могут быть разделены на два типа: генераторные и параметрически. Первые сами служат источником энергии, вторые изменяют свои электрические параметры (характеристики) в соответствии с динамикой исследуемого процесса. В условиях космического полета более предпочтительны датчики первого типа, так как они не требуют дополнительных источников питания или специальных измерительных схем. Основные характеристики датчиков (чувствительность, частотный диапазон) должны быть стабильны в процессе длительной эксплуатации.

Весьма важно, чтобы во всем диапазоне измерений сохранялась линейная зависимость между несущими информацию электрическими сигналами и отображаемыми ими физиологическими процессами, т. е. датчики и весь измерительный тракт должны обладать линейными частотными и амплитудными характеристиками.

Для высококачественной регистрации физиологических параметров датчик и электроды должны размещаться в строго определенных точках организма. В экспериментах на животных фиксация датчиков и электродов может быть осуществлена путем вживления их под кожу или в мышцы или путем специальных операций (например, выведение сонной артерии животного в кожный лоскут для измерения артериального давления). Значительно сложнее разместить и зафиксировать датчики и электроды на теле человека.

Существует много предложений по размещению датчиков и электродов непосредственно на коже человека или животного, вшивая их в одежду, по установке их в естественных полостях (во рту, в носу, в прямой кишке).

Ниже описаны датчики, применявшиеся для медицинских исследований на советских космических кораблях и спутниках. Одновременно приводятся основные характеристики соответствующих усилительно-измерительных устройств и некоторые общие сведения о методических приемах исследований.

Датчики активного сопротивления. Датчики активного сопротивления (омические датчики) работают на принципе изменения своего электрического сопротивления при изменении измеряемой неэлектрической величины. Простейшим примером может служить потенциометрический датчик, представляющий собой проволочное сопротивление, по которому перемещается скользящий контакт. На рис. 2 приведена электрическая схема потенциометрического датчика движения. Подобные датчики применялись в экспериментах

с животными для изучения их двигательной активности и пространственного положения Постоянная составляющая выходного напряжения указывает на положение животного внутри кабины по отношению к точке крепления датчика (расстояние от этой точки). Переменная составляющая позволяет судить о степени и характере двигательной активности животного в трех плоскостях (рис. 3)

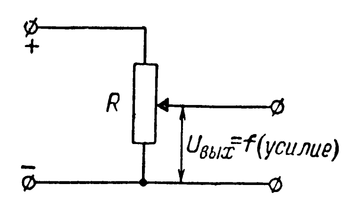


Рис. 2. Электрическая схема потенциометрического датчика движений.

Другой тип омического датчика, у которого величина активного сопротивления изменяется прямо пропорционально силе, прилагаемой к его подвижному контакту, получил название контактно-реостатного. При использовании этого датчика можно предусмотреть включение измерительной системы только при действии определенной силы, т е снабдить его контактной системой, сигнализирующей о минимальных усилиях животного.

Определенный интерес представляет контактный датчик дыхания, предназначенный для фиксации моментов окончания вдоха и выдоха. С его помощью ступенчато изменяется сопротивление, на-



Рис. 3. Образец записи движений животного (актограмма) по осям *X*, *Y*, *Z*.

ходящееся в измерительной схеме, и тем самым получаются импульсы отметок. Контактный датчик дыхания реагирует на направление изменения периметра грудной клетки. Конструктивно он выполнен в виде пружинного барабана с намотанной на наружной поверхности капроновой нитью. Барабан помещен в корпусе, укрепленном на одном из концов легкого матерчатого пояса, надеваемого на грудную клетку. Капроновая нить крепится к другому концу пояса. При увеличении периметра грудной клетки капроновая

нить вращает барабан и закручивает пружину, а при уменьшении периметра нить наматывается на барабан, вращающийся под действием пружины. С дном барабана фрикционно связан поводок с контактом Второй контакт расположен на корпусе датчика. Поворот поводка ограничен с одной стороны контактом, с другой — специальным упором, так что ход подвижного контакта составляет 0,5—1 *мм* Контакты замкнутся даже при незначительном увеличении периметра грудной клетки и останутся в таком состоянии до тех пор, пока продолжается вдох В начале вдоха контакты разомкнутся и останутся в таком состоянии до начала следующего вдоха.

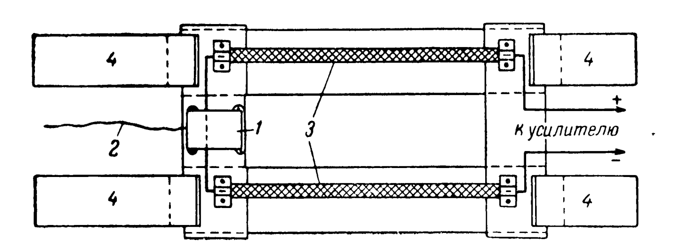


Рис. 4. Нагрудный пояс для регистрации дыхания у собак.

1 — контактный датчик; *2* — нить контактного датчика; *3* — токопроводящая резина датчика дыхания; *4* — лямки крепления

Для регистрации относительной глубины дыхания применяют омические датчики, плавно изменяющие свое сопротивление при изменении периметра грудной клетки Для этих целей применяют потенциометрические, угольные и тензолитовые датчики. Угольный датчик обычно выполняется в виде тонких эластичных резиновых трубочек, заполненных микрофонным угольным порошком. Тензолитовый датчик представляет собой эластичную резиновую пластинку, служащую частью нагрудного пояса. Поверхность резиновой пластинки покрыта тонким слоем мелкого угольного порошка с эластичным наполнителем (резиновый клей, термопрен и др).

На рис. 4 показан внешний вид нагрудного пояса для животного с контактным и угольным датчиками дыхания.

Омические датчики дыхания включаются в мостовую схему или на вход усилителя постоянного или переменного тока. Применение усилителей переменного тока более предпочтительно, так как позволяет освободиться от постоянной составляющей сигнала, не зависящей от дыхания, а связанной, например, с неточностью установки датчика или с изменением периметра грудной клетки в зависимости от положения исследуемого объекта При этом постоянная времени усилителя должна составлять не менее 10—15 *сек*.

Следует иметь в виду, что угольный и тензолитовый датчики имеют нелинейный характер изменения сопротивления. Поэтому важное значение приобретает правильный выбор их рабочего диапазона, т. е. значений исходного соротивления. Для этой цели разработана такая кинематическая схема соединения датчиков с объ-

ектом измерения, при которой независимо от величины исходного натяжения эластичной части датчика работа осуществляется в наиболее оптимальном диапазоне

Существуют датчики активного сопротивления в виде эластичной трубки, заполненной ртутью, но их использование на космическом корабле нецелесообразно по соображениям техники безопасности. В США получили применение электролитические датчики (трубки, заполненные раствором сернокислой меди).

Наконец, еще одним примером омических датчиков, чаще всего применяемых для измерения температур, являются термисторные датчики. Благодаря высокой чувствительности и малым размерам они получили широкое распространение в космической медицине. Несколько таких датчиков размещают на различных участках тела человека или животного

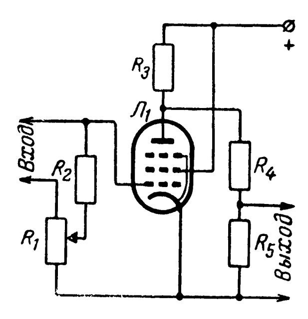


Рис. 5. Схема усилителя для измерения температуры с термисторным датчиком.

В качестве измерительных схем для температурных датчиков применяют обычные мостовые небалансные схемы со стабилизированным питанием, простые усилительные схемы и самобалансирующиеся мостовые схемы. Один из таких усилителей приведен на рис. 5.

Усилитель собран на одной лампе 6Ж1Б. Через термистор проходит измерительный ток от источника напряжением 6 *в*. Изменение сопротивления датчика от изменения температуры меняет напряжение на сетке лампы. Рабочую точку на линейном участке характеристики устанавливают путем подбора сопротивления R_1. Выходное напряжение снимается с делителя, образованного сопротивлениями R_4 и R_5. Датчик монтируют совместно с усилителем.

Для измерения температуры тела и контроля температуры в пространстве под одеждой принят диапазон измерений от 20 до 40° С.

Термисторные датчики применяют не только для измерения температуры тела, но и для регистрации колебаний воздушного потока. В этом случае через термистор пропускается ток такой величины, чтобы термистор нагревался до температуры около 100° С Колебания скорости движения воздуха изменяют температуру термистора, установленного в пневмосистеме. При этом падение напряжения, пропорциональное скорости воздушного потока, охлаждающего датчик, достигает 30—60 *мв*. Подобные датчики получили название термоанемометрических. Они применяются для регистрации легочной вентиляции, пульсовых колебаний воздушного потока при измерении артериального давления и т. п.

Датчики пьезоэлектрические. Работа пьезоэлектрических датчиков основана на появлении электрических зарядов на гранях некоторых естественных или искусственных кристаллов при деформации их внешними силами Заряд, возникающий вследствие пьезоэффекта, прямо пропорционален деформации. Изменение величины заряда зависит от скорости изменения величины механического напряжения.

Создавая датчики, основанные на пьезоэффекте, следует учитывать, что они регистрируют первую производную контролируемого процесса Для уменьшения искажений результатов измерения постоянная времени датчика должна быть достаточно велика по сравнению с периодом измерения измеряемой величины. Постоянная времени датчика рассчитывается по формуле

$$\tau = \frac{C + C_{вх}}{G + G_{вх}}, сек.$$

где C и $C_{вх}$ — соответственно емкости датчика и входной цепи электрической схемы, *мкф*;

G и $G_{вх}$ — соответственно проводимости датчика и входной цепи электрической схемы, $1/ом$.

В реальных полетах пьезодатчики используются для регистрации пульсовой волны (сфигмограммы), для измерения артериального давления, как преобразователь колебаний воздушного потока, обусловленных осцилляциями сосудистой стенки, в электрические сигналы.

При сфигмографии у животных пьезокристалл воспринимает непосредственно колебания стенки сосуда, выведенного в кожный лоскут.

Датчики индукционные. Работа индукционных датчиков основана на явлении электромагнитной индукции.

Различают индукционные датчики с перемещающимся магнитным полем и с изменяющимся магнитным потоком.

Примером первого типа служит сейсмокардиографический датчик. Сейсмокардиография предназначена для исследования механических эффектов сердечной деятельности. При каждом сокращении сердца в аорту выбрасывается определенная порция крови. Вследствие сцепления крови со стенками аорты, а также в результате действия реактивной силы, вызывающей перемещение сердца, тело получает механический импульс и перемещается в пространстве на несколько десятков микрон при скорости не более 0,2 *см/сек*. Для записи этих перемещений тела требуются условия полного покоя.

Конструктивно сейсмокардиографический датчик состоит из подвижного магнита, соединенного с корпусом датчика стальной пружиной. Даже малейшие вибрации корпуса вызывают колебания магнита и перемещение магнитного потока относительно неподвижно расположенной катушки.

Датчик располагается на спине животного или на груди человека. При каждом толчке сердца в датчике возникают собственные затухающие колебания его подвижной части. Собственная частота их должна лежать вне диапазона сердечных вибраций и выбирается обычно в пределах 20—30 *гц*.

Разработаны также апериодические демпфированные сейсмодатчики, имеющие равномерную чувствительность в диапазоне 10—100 *гц*. Эти датчики обеспечивают регистрацию вибраций грудной стенки. Временные интервалы записи и амплитуда колебаний позволяют судить о функциональной деятельности сердца.

Для регистрации сердечной деятельности, проявляющейся акустически, и локальных вибраций грудной клетки применяются ин-

дукционные датчики с изменяющимся магнитным потоком. Такой датчик представляет собой расположенную в эбонитовом корпусе небольшую индукционную катушку с сердечником из магнитного сплава и мембрану, воздействующую на величину магнитного потока в катушке. Датчики подобного типа используются для записи тонов сердца (фонокардиограмма) и записи вибраций грудной клетки (кинетокардиограмма)

РЕГИСТРАЦИЯ БИОПОТЕНЦИАЛОВ

УСИЛИТЕЛИ

К усилителям биопотенциалов предъявляются следующие основные требования: активное подавление синфазных помех, получение большого коэффициента усиления полезного сигнала в инфранизком диапазоне частот, устойчивость работы при сравнительно высоком входном сопротивлении. Перечисленные особенности делают разработку схем усилителей биопотенциалов, особенно на транзисторах, довольно сложной задачей.

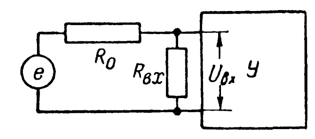


Рис. 6. Эквивалентная схема измерения биопотенциалов.

R_0 — внутреннее сопротивление объекта; $R_{вх}$ — входное сопротивление усилителя; e — источник биопотенциалов; $У$ — усилитель.

Как и во всех электрических системах, при создании схемы биоусилителей должно быть уделено внимание согласованию его входного сопротивления с внутренним сопротивлением источника биопотенциалов.

Рассмотрим эквивалентную схему контура, образованного внутренним сопротивлением объекта измерения (R_0) и входным сопротивлением ($R_{вх}$) усилителя (рис. 6). Сопротивление R_0 состоит из электрического сопротивления тканей, сопротивления источника биопотенциалов, имеющего э. д. с., равную e_0, и сопротивления перехода электрод — ткань.

Напряжение на входе усилителя ($U_{вх}$) при этом определяется по формуле

$$U_{вх} = e_0 \frac{R_{вх}}{R_0 + R_{вх}}.$$

Из формулы видно, что полностью использовать э. д. с. генератора можно только при большом сопротивлении $R_{вх}$. На практике принято $R_{вх}/R_0 \geqslant 10$.

При реальном значении R_0, равном 5—20 *ком*, $R_{вх}$ должно быть не менее 50—200 *ком*.

На электродах, установленных на человеке или животном, кроме полезного сигнала, имеется еще и сигнал помехи промышленной частоты, который наводится в любом помещении, достигая величины 200 *мв*. В космическом полете помехи промышленной частоты отсутствуют, однако меры для их подавления должны быть предусмотрены для контрольной работы с бортовой аппаратурой на Земле, непосредственно на стартовой площадке. Задача подавления таких помех в одноканальных усилителях, применяемых в основ-

ном для регистрации биопотенциалов животных, решается путем использования узкополосных фильтров на 50 *гц*, которые могут выключаться после предстартовых проверок

Биопотенциалы человека, которые снимаются не вживленными, а накладными электродами, имеют меньшую амплитуду, чем у животных. Поэтому применение фильтров не дает нужных результатов, особенно при регистрации электрической активности коры головного мозга (электроэнцефалограмма) Поэтому применяют дифференциальные симметричные усилители с отрицательной обратной связью, действующей только для синфазного сигнала

На приведенной схеме входного каскада усилителя биопотенциалов (рис. 7) к точкам *а* и *б* подключены электроды, установленные на человеке.

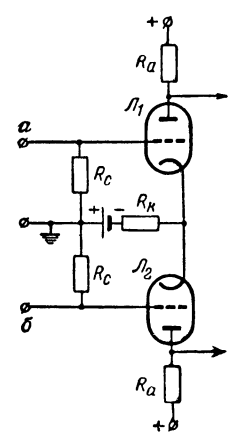


Рис. 7. Схема входного каскада усилителя биопотенциалов.

Основное свойство такой схемы состоит в том, что усиление синфазного сигнала, приходящего в точки *а* и *б*, весьма невелико по сравнению с усилением противофазного.

Коэффициент синфазного сигнала можно определить по формуле

$$k_с = \frac{\mu R_а}{R_i + R_а + 2R_к(\mu + 1)},$$

где μ, R_i, $R_а$ — соответственно статический коэффициент усиления, внутреннее сопротивление и сопротивление анодной нагрузки лампы;

$R_к$ — сопротивление обратной связи (катодное сопротивление)

Коэффициент усиления противофазного сигнала можно определить по формуле

$$k_п = \frac{\mu R_а}{R_i + R_а}.$$

Ослабление синфазного сигнала такой схемой характеризуется коэффициентом дискриминации (F), который определяется как отношение:

$$F = \frac{k_п}{k_с} = 1 + \frac{2R_к(\mu + 1)}{R_i + R_а}.$$

Необходимо отметить, что приведенное выражение для коэффициента дискриминации справедливо только в случае полной симметрии каскада. В этом случае величина коэффициента дискриминации пропорциональна величине общего катодного сопротивления $R_к$. На выходе несимметричного каскада появляется противофазная составляющая, для подавления которой вводят симметрирующие элементы. С увеличением сопротивления $R_к$ происходит изменение статического режима ламп каскада. Поэтому для полу-

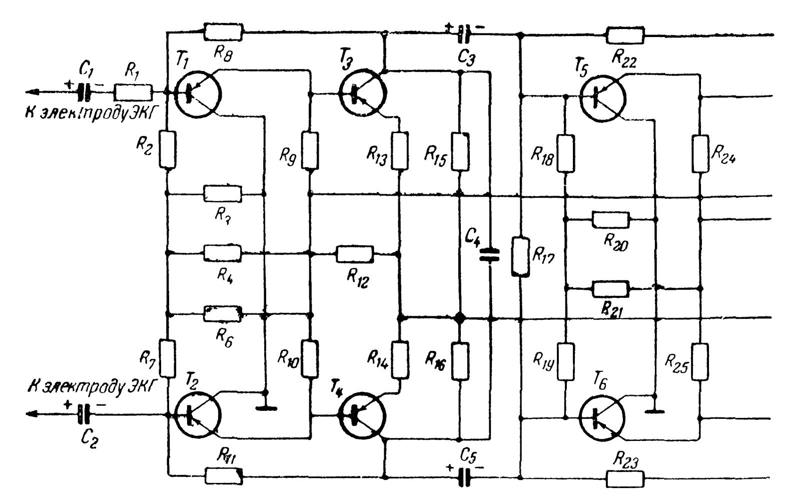


Рис. 8 Схема электрокардио

чения необходимого коэффициента дискриминации вводят дополнительный источник напряжения, который поддерживает напряжение смещения на сетках ламп в заданных пределах.

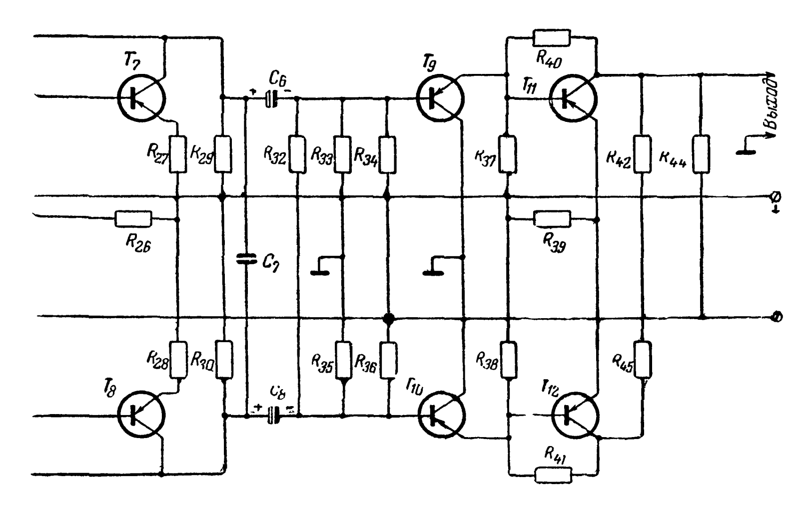
Величина этого дополнительного напряжения может быть выше, чем анодное напряжение. Правильно спроектированный усилитель такого типа имеет коэффициент дискриминации 60—90 *дб*.

Подавление синфазной помехи в полупроводниковых усилителях принципиально не отличается от подавления в ламповых усилителях. Однако из-за сложности симметрирования полупроводниковых каскадов большого значения коэффициента дискриминации получить не удается.

Схема электрокардиографического усилителя на транзисторах, состоящего из трех дифференциальных каскадов, приведена на рис. 8. Для лучшего согласования каждый из каскадов содержит два эмиттерных повторителя на транзисторах T_1 и T_2, T_5 и T_6, T_9 и T_{10} и два усилителя с общим эмиттером на транзисторах T_3 и T_4, T_7 и T_8, T_{11} и T_{12}.

В каждой паре усилителей имеются общие эмиттерные сопротивления R_{12}, R_{26}, R_{39}, а в каждом каскаде для повышения температурной стабильности применена отрицательная обратная связь с помощью сопротивлений R_8, R_{11}, R_{22}, R_{23}, R_{40} и R_{41}. Для ограничения полосы пропускания в области высших частот служат конденсаторы C_4 и C_7. Сопротивление R_{44} служит для установки определенной величины постоянной составляющей на выходе. Усилитель собран на транзисторах П13Б.

Уменьшения уровня внутренних шумов добиваются подбором первых четырех транзисторов усилителя. Для увеличения температурной стабильности транзисторы следует тренировать циклично при различных температурах в диапазоне от —10 до +40° С.



графического усилителя.

МЕТОДИЧЕСКИЕ ПРИЕМЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Электрокардиография — наиболее распространенный метод исследования и контроля состояния сердца. Регистрация биопотенциалов, сопровождающих сердечную деятельность, дает характерную кривую — электрокардиограмму (ЭКГ) с тремя положительными зубцами *P*, *R* и *T*, направленными вверх, и двумя отрицательными зубцами *Q* и *S*, направленными вниз

Для получения электрокардиограммы в одном отведении электроды могут быть наложены в принципе на любые две точки поверхности тела

В настоящее время широко используются три так называемых стандартных отведения биопотенциалов — отведения от конечностей (рис. 9). Большое диагностическое значение имеют также грудные отведения между точками груди и конечности.

В космических полетах кораблей «Восток» регистрация электрической активности (биопотенциалов) сердца осуществлялась в грудных биполярных отведениях, получивших наименование МХ и DS[1]. При этих отведениях получаются устойчивые и высококачественные записи в условиях активной деятельности космонавта.

Серьезной проблемой оказалось крепление электродов. Необходимо было надежно зафиксировать электроды на несколько суток при условии сохранения хорошего качества записи. Требовалось предупредить раздражение кожи и неудобства при длительном нахождении электродов на теле к осмонавтов. Наиболее удобными

---

[1] Названия отведений связаны с точками размещения электродов. МХ — manubrium — xyphoideus (основание-рукоятка грудины), dextra — sinistra (правая и левая точки в пятом межреберьи по среднеключевой линии).

оказались электроды в виде серебряных дисков диаметром 15—20 и толщиной 0,3—0,5 *мм*. Для получения постоянного контакта электрода с кожей применялась специальная токопроводящая паста. Электроды фиксировались марлевой наклейкой или мягкими резиновыми шайбами

Для долговременной фиксации электродов была разработана специальная съемная лямочная система (рис. 10), на которой одновременно был размещен датчик дыхания

Для регистрации биопотенциалов у животных во время экспериментов на ИСЗ и космических кораблях-спутниках использовались вживленные в ткань сетчатые электроды из танталового сплава.

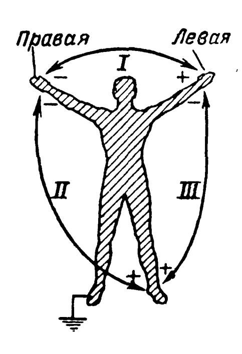


Рис. 9. Стандартные отведения электрокардиограммы.

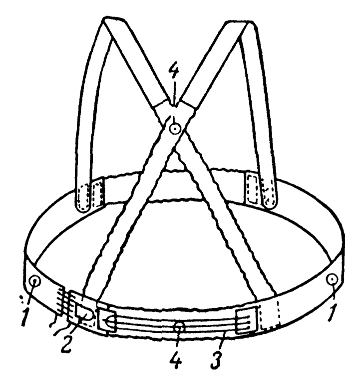


Рис. 10. Лямочная система фиксации электродов.

1 — электроды *D—S*; *2* — контактный датчик дыхания; *3* — угольный датчик дыхания; *4* — электроды *М—Х*.

Электроэнцефалография — метод исследования электрической активности коры головного мозга. Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) представляет собой электрические колебания в диапазоне от нескольких герц до 100 и более герц. Наибольшее значение придается альфа-, бета- и дельта-волнам. Дельта-волны — медленные колебания частотой до 5 *гц* и амплитудой 20—100 *мкв*. Эти волны характеризуют преобладание тормозного процесса в коре головного мозга. Бета-волны — колебания с частотой 15—30 *гц* и амплитудой 20—70 *мкв*. Преобладание этих волн в электроэнцефалограмме указывает на возбудительный процесс в коре головного мозга. Альфа-волны, отражающие состояние нормальной синхронизации всех нервных процессов и составляющие основу биопотенциалов мозга у здорового бодрствующего человека, имеют частоту 8—13 *гц* и амплитуду 50—100 *мкв*. Образец ЭЭГ с преобладанием альфа-ритма показан на рис. 11. Получение ЭЭГ в течение длительного времени предствляет огромные трудности в связи с необходимостью размещения электродов на голове — области, где почти невозможно получить продолжительный постоянный контакт электродов с кожей. Кроме того, на электроэнцефалограмму накладываются помехи, связанные с мышечным напряжением.

Для регистрации потенциалов мозга в условиях космического полета была разработана специальная система фиксации электродов, размещаемая в шлемофоне. Электроды, изготовленные из чистого серебра, устанавливались в биполярном отведении лоб — затылок.

Для электроэнцефалографии у животных применяют танталовые подкожно-вживленные электроды или электроды-пробки. Последние

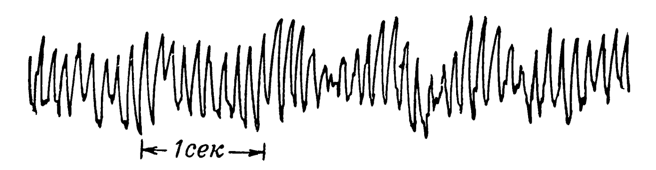


Рис. 11. Образец электроэнцефалограммы.

вставляются в отверстия, предварительно просверленные в черепе, и касаются твердой мозговой оболочки. Запись биопотенциалов, отводимых непосредственно от коры головного мозга, получила название электрокортикограммы.

Электромиография — метод исследования мышечной активности. Запись биопотенциалов мышц — электромиограмма (ЭМГ) ха-

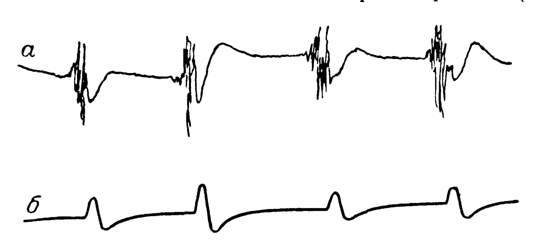


Рис. 12. Регистрация произвольного двигательного акта.
а — электромиограмма; *б* — механограмма.

рактеризуется амплитудой порядка 20—200 *мкв* и частотой 20—500 *гц* Очень резкие движения могут сопровождаться биопотенциалами до 1—2 *мв*.

На рис. 12 показаны ЭМГ и механограмма (запись двигательного акта), полученные с мышцы руки человека Биопотенциалы появляются на 0,01—0,04 *сек* раньше, чем начинается двигательный акт. По временному сдвигу ЭМГ относительно механограммы, по амплитуде и частоте мышечных биопотенциалов можно судить о функциональном состоянии нервно-мышечного аппарата. Большой интерес представляет электромиография в условиях невесомости.

Отведение мышечных потенциалов у животных осуществляют танталовыми электродами, вживленными в исследуемую мышцу, а у человека — серебряными электродами, накладываемыми на ее

поверхность Фиксируют электроды путем прибинтовывания или наклеивания.

Электроокулография — метод исследования двигательной активности глаз. Запись разности потенциалов, возникающей при этом, носит название электроокулограммы (ЭОГ) Для регистрации движения глаза электроды устанавливают непосредственно у глазницы. Образец ЭОГ показан на рис. 13.

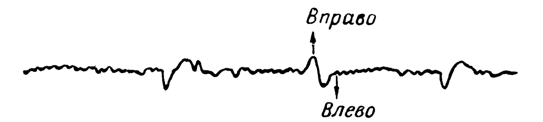


Рис. 13. Образец окулограммы.

Запись потенциалов движения глаза лучше всего вести с помощью усилителя постоянного тока. Тогда амплитуда записи будет пропорциональна величине перемещения глаза При использовании усилителей переменного тока может быть зарегистрирована лишь скорость движения глаза или его ускорение Методика электроокулографии имеет важное значение при выявлении различных нарушений вестибулярного аппарата, сопровождающихся окуломоторной асимметрией и нистагмом (непроизвольные ритмичные колебания глаза частотой до 10—20 *гц*).

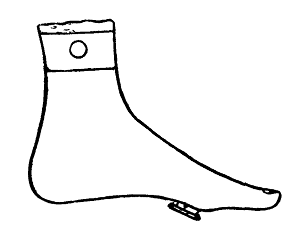


Рис. 14. Расположение электродов для регистрации кожно-гальванической реакции.

Запись кожно-гальванической реакции. Между двумя точками кожной поверхности существует разность потенциалов, обусловленная деятельностью вегетативной нервной системы (обмен веществ, потоотделение, состояние сосудов, гидрофильность кожи). Участки, наиболее богатые потовыми железами, электроотрицательны, участки, бедные ими — электроположительны. В результате различных раздражений (боль, психическое напряжение, возбуждение органов чувств) происходит изменение разности потенциалов между двумя точками поверхности, связанное с возбуждением вегетативных центров головного мозга (метод И. С. Тарханова) Стационарная разность потенциалов кожи равна 10—20 *мв* на расстоянии 1 *см* между электродами; при раздражениях могут наблюдаться колебания до 100 и более милливольт. Кожно-гальваническую реакцию можно исследовать и путем измерения электропроводности кожи (метод Ферре) Электрическое сопротивление кожи изменяется в пределах от нескольких сотен до 100 000 *ом*. Наименьшим сопротивлением обладают участки кожи на ладонной и подошвенной поверхности тела, на лбу и шее

Один из вариантов расположения электродов при записи КГР показан на рис. 14. Запись имеет вид прямой линии с колебаниями уровня, связанными с теми или иными раздражениями, например сильным звуком или психическим напряжением при решении в уме арифметической задачи (рис. 15). Между моментами раз-

дражения и реакции имеется скрытый период, составляющий 1,5—2,5 *сек*. Реакция характеризуется определенной амплитудой и длительностью.

Для записи КГР используется аппаратура, имеющая в своем составе мост постоянного тока. Недостаток такой схемы заключается в трудности балансировки моста, так как в одно из его плеч включено сопротивление, которое колеблется в широких преде-

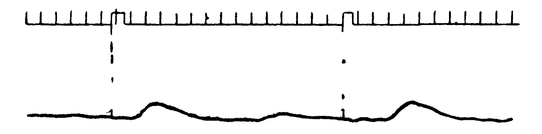


Рис. 15. Кожно-гальваническая реакция при действии сильного звукового сигнала.

лах. В настоящее время разработаны новые приборы, свободные от этого недостатка.

Основное отличие новых приборов состоит в том, что в них нет моста и они не нуждаются в подстройке, а их чувствительность сохраняется постоянной при изменении сопротивления от нескольких килоом до 200 и более килоом.

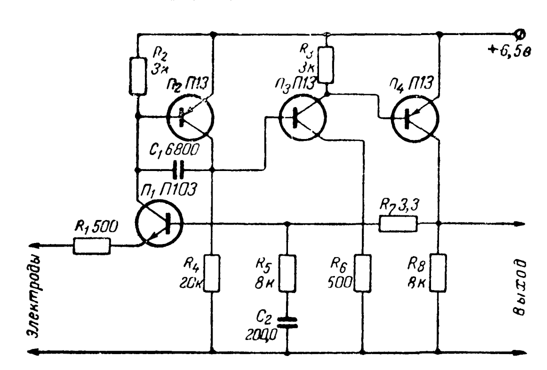


Рис. 16. Принципиальная схема прибора с автоподстройкой для регистрации кожно-гальванической реакции.

На рис 16 приведена принципиальная схема прибора с автоподстройкой, предложенная И Т Акулиничевым для регистрации КГР. В цепи эмиттера первого транзистора включено исследуемое сопротивление (междуэлектродное сопротивление). Этот транзистор выполняет функцию автоподстроечного каскада, часть выходного напряжения подается на базу транзистора, изменяя его сопротивление. Поскольку в цепи обратной связи включена большая величина блокирующей емкости, стабилизация режима совершается мед-

ленно и поэтому прибор обеспечивает постоянную времени не менее 10 *сек*.

Реализованный в приборе принцип автоматической подстройки режима обеспечивает не только подстройку чувствительности, но и сохранение его работоспособности при воздействии различных дестабилизирующих факторов (изменение температуры, медленное снижение напряжения источника питания и т п). Прибор отмечает медленные изменения кожного сопротивления на 50%, например между сном и бодрствованием, и быстрые изменения на 5%, возникающие в связи с деятельностью человека или его эмоциональными реакциями Это нововведение расширяет возможности метода КГР в специфических условиях космического полета

ГЛАВА ВТОРАЯ

МЕДИЦИНСКАЯ РАДИОЭЛЕКТРОННАЯ АППАРАТУРА, ПРИМЕНЯВШАЯСЯ НА СОВЕТСКИХ СПУТНИКАХ ЗЕМЛИ И КОСМИЧЕСКИХ КОРАБЛЯХ

Бортовая медицинская радиоэлектронная аппаратура предназначена для усиления электрических сигналов от электродов и датчиков и преобразования их в форму, пригодную для ввода в радиотелеметрическую линию или другие устройства, находящиеся на борту космического корабля (например, бортовые регистраторы).

Бортовая аппаратура имела автоматическое управление, т. е. включалась и выключалась по сигналам бортового программного устройства или с Земли.

АППАРАТУРА НА ВТОРОМ ИСКУССТВЕННОМ СПУТНИКЕ ЗЕМЛИ

Биологический экперимент на втором советском ИСЗ был важнейшим этапом развития космической медицины и биологии. Впервые в истории науки высокоорганизованное живое существо (собака «Лайка») было поднято в космос и совершило полет по орбите вокруг Земли. Для контроля физиологических функций собаки Лайки использовался специальный комплект медицинской аппаратуры для получения электрокардиограммы, пневмограммы, артериального давления и актограммы.

Аппаратура включала в себя датчики, два усилителя, коммутационный блок, автомат давления и программное устройство Один из усилителей использовался для усиления биопотенциалов сердца, второй — для усиления осцилляций стенок сонной артерии животного. Датчики для регистрации движений животного — потенциометрического типа. Датчик для регистрации дыхания — реостатный.

Аппаратура записывала также давление и температуру воздуха в кабине.

АППАРАТУРА НА ВТОРОМ И ТРЕТЬЕМ КОРАБЛЯХ-СПУТНИКАХ

В соответствии с программой исследований на втором и третьем советских космических кораблях-спутниках проводилось изучение сердечно-сосудистой системы, дыхания, терморегуляции и нервно-мышечного аппарата животных

Блок-схема бортовой медицинской аппаратуры, использованной в этих экспериментах, приведена на рис. 17. Общее число измери-

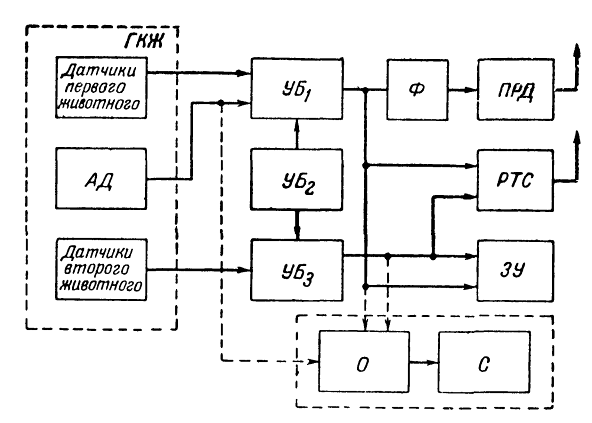


Рис. 17. Блок-схема физиологической радиоэлектронной аппаратуры второго и третьего космических кораблей-спутников.

ГКЖ — герметическая кабина животных; *АД* — автомат давления; *Ф* — формирователь прямоугольных импульсов по зубцу *R* ЭКГ; *ПРД* — передатчик; *РТС* — радиотелеметрическая станция; *ЗУ* — заполняющее устройство; *О* — осциллоскоп; *С* — самописец; *УБ*$_1$—*УБ*$_3$ — усилительные блоки.

тельных каналов было 15, по одному из которых передавались измерения 20 медленно изменяющихся параметров, в том числе гигиенические показатели и режимы работы аппаратуры. Аппаратура была собрана на виброустойчивых пальчиковых лампах.

Измерение артериального давления производилось компрессионным методом, основанным на сдавливании (компрессии) сосудов резиновой пневматической манжетой до момента исчезновения в них пульсаций. Во время компрессии или декомпрессии замечают моменты появления и исчезновения пульсаций и соответствующие им значения давления в манжете. Кривые давления и осцилляций приведены на рис. 18.

Устройство для измерения артериального давления включает в себя специальный автомат, создающий давление в компрессионной манжете, и датчик, воспринимающий пульсовые колебания стенки сосуда и тканей.

Диапазон изменения давления воздуха в манжете обычно выбирается в пределах от 20 до 220 *мм рт. ст.* Пульсовые колебания воздуха в манжете достигают 10—30 *мм вод. ст.*

Для измерения артериального давления у животных применялась компрессионная манжета, установленная на сонную артерию, выведенную в кожный лоскут Так как объем манжеты невелик (около 3 *см*³), то для создания в ней давления использовался автомат поршневого типа.

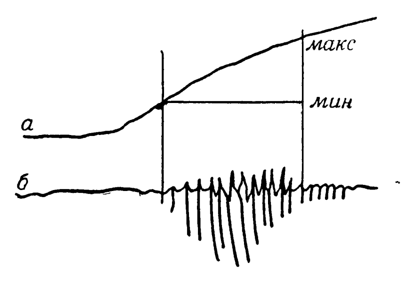


Рис. 18. Запись артериального давления.

а — кривая давления в манжете; *б* — кривая осцилляции

Конструктивно такой автомат представляет собой металлический цилиндр с тщательно притертым поршнем Объем цилиндра рассчитан так, чтобы за один ход поршня создавалось давление в манжете не менее 220 *мм рт. ст.* Поршень перемещается в цилиндре под действием кулачка специальной формы, который обеспечивает медленное (за 15—25 *сек*) нарастание давления в манжете до максимума и быстрый (за 2—5 *сек*) спад до минимума.

Кулачок приводится во вращение электродвигателем посредством редуктора Для устранения влияния изменений давления и температуры окружающего воздуха автомат имеет пневматический клапан, срабатывающий при давлении 220 *мм рт. ст.* и выпускающий воздух из манжеты независимо от положения кулачка

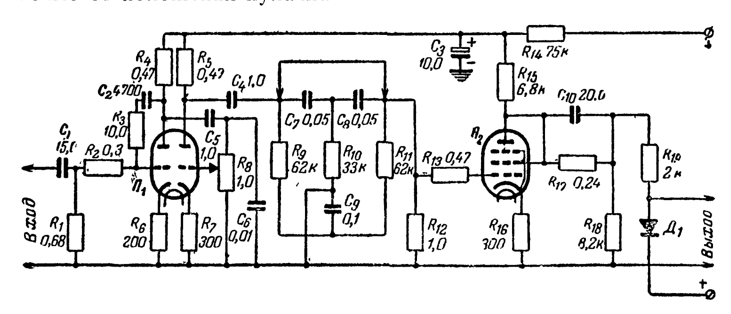


Рис. 19. Принципиальная схема электрокардиографического усилителя.

В другом варианте, когда требуется наполнять относительно большой объем компрессионной манжеты, автомат давления снабжается баллоном со сжатым воздухом. Автомат в этом случае обеспечивает нарастание давления воздуха, поступающего из баллона в манжету, по линейному закону. Такой автомат применим и для измерения давления крови в плечевой артерии человека.

Уровень давления воздуха в манжете регистрируется при помощи микроманометра с преобразованием движения мембраны в электрическое напряжение

Два измерительных канала были предназначены для электрокардиографии Так как животные при исследованиях находились в герметической камере, где уровень помех был незначителен, то оказалось возможным использовать несимметричные усилительные схемы (рис. 19)

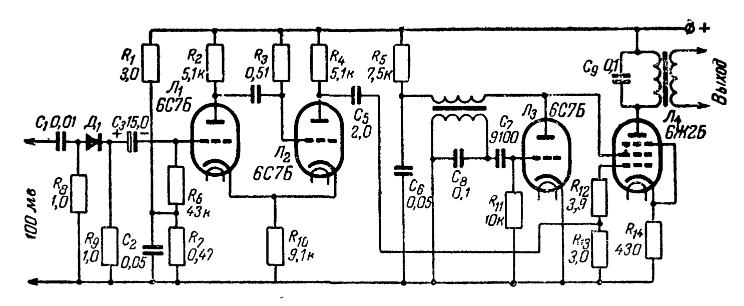


Рис. 20. Схема электрокардиофона.

Входное сопротивление усилителя составляло 20—50 *ком*, коэффициент усиления — 3 000 Частотная характеристика прямолинейна в диапазоне частот от 0,5 до 100 *гц*. В схеме усилителя предусмотрен полосовой фильтр на 50 *гц*.

Один из электрокардиографических усилителей связан с электронной схемой — устройством, получившим название электрокардиофон (ЭКФ) Эта схема осуществляет выделение биоэлектри-

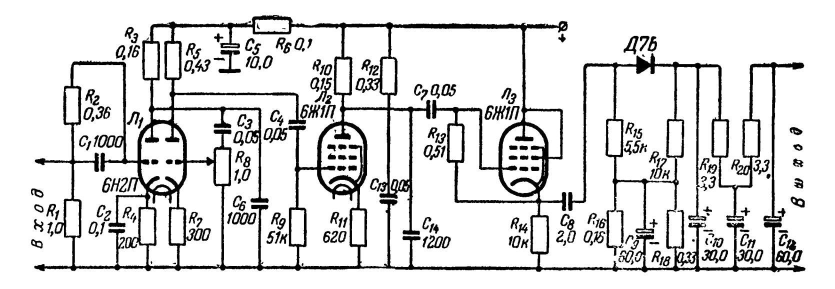


Рис. 21. Принципиальная схема электромиографического и фонокардиографического усилителя.

ческих импульсов с крутым фронтом, соответствующих зубцам *R* электрокардиографической кривой, и преобразование их в прямоугольные импульсы, модулированные звуковой частотой. Импульсы использовались для управления работой бортового передатчика и последующего звукового контроля за частотой пульса. Схемы подобного рода получили дальнейшее развитие и применение на космических кораблях «Восток». Описываемое устройство состоит из ограничителя, формирователя импульсов, ждущего мультивибратора и управляемого звукового генератора (рис. 20).

Для усиления электромиографических и фонокардиографических сигналов применялись идентичные усилители с частотной характеристикой 50—500 *гц* и коэффициентом усиления около 30 000. Поскольку оба процесса относительно высокочастотны, то для возможности передачи информации по телеметрическому каналу малой емкости на выходе усилителей были включены детектор и интегратор (рис. 21).

Для измерения температуры применялся усилитель постоянного тока, к которому поочередно подключались термисторы, расположенные в различных точках тела.

АППАРАТУРА НА КОСМИЧЕСКИХ КОРАБЛЯХ «ВОСТОК»

Первые полеты человека в космос, осуществленные на космических кораблях «Восток», позволили получить большой научный материал о влиянии различных факторов на организм человека.

Для решения исследовательских задач надежного врачебного контроля за состоянием человека на борту космических кораблей «Восток» была установлена специальная радиоэлектронная аппаратура, которая от полета к полету усовершенствовалась в соответствии с расширением задач полета. В табл. 1 приведены программы физиологических измерений, проводимых во время полетов космических кораблей «Восток»[1].

Таблица 1

Космические корабли	Летчики-космонавты	Измерения
„Восток“	Ю. А. Гагарин	Электрокардиография, пневмография
„Восток-2“	Г. С. Титов	Электрокардиография, пневмография, кинетокардиография
„Восток-3“ „Восток-4“	А. Г. Николаев П. Р. Попович	Электрокардиография, пневмография, электроэнцефалография, электроокулография, запись КГР
„Восток-5“ „Восток-6“	В. Ф. Быковский В. В. Терешкова	То же + сейсмокардиография

Аппаратура, собранная на полупроводниковых приборах, состояла из блоков, расположенных в кабине и в одежде космонавта. Для максимальной надежности аппаратуры было принято раздельное питание каждого усилительного канала при помощи автономных полупроводниковых преобразователей (рис. 22).

Основной усилительный блок имел три электрокардиографических усилителя и один пневмографический усилитель. Электрокардиографический усилитель имел следующие данные: коэффициент

[1] В таблицу не включены физические и гигиенические параметры.

усиления около 2 000, полосу пропускания 0,5—40 *гц*. Усилитель был собран по схеме, приведенной на рис. 8 Пневмографический усилитель имел коэффициент усиления 20 и полосу частот 0,1—15 *гц*. Его принципиальная схема приведена на рис 23

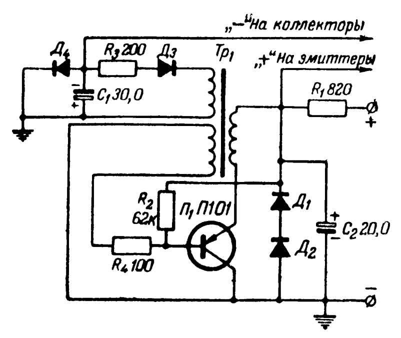


Рис. 22. Полупроводниковый преобразователь напряжения для питания усилителей физиологической аппаратуры.

Для электроэнцефалографии и электроокулографии использовались предварительные усилители, согласованные для совместной работы с электрокардиографическими. Предусилители имели коэффициент усиления 100 в полосе частот 3—15 *гц*. Схема предусилителя с автономным питанием приведена на рис. 24. Оба предусилителя располагались в одежде космонавта; их размеры лишь немногим превышали спичечную коробку.

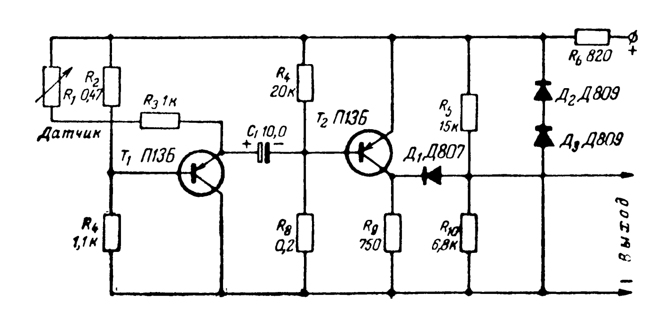


Рис. 23. Принципиальная схема транзисторного пневмографического усилителя.

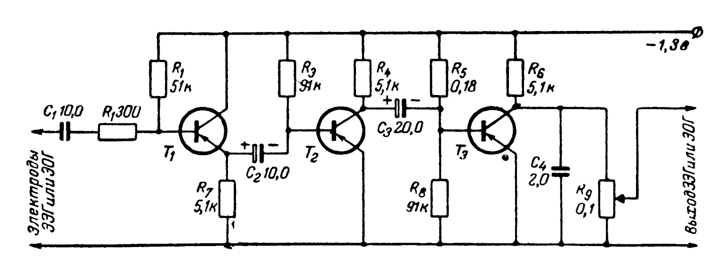


Рис. 24. Принципиальная схема предусилителя для регистрации электроэнцефалограммы и электроокулограммы.

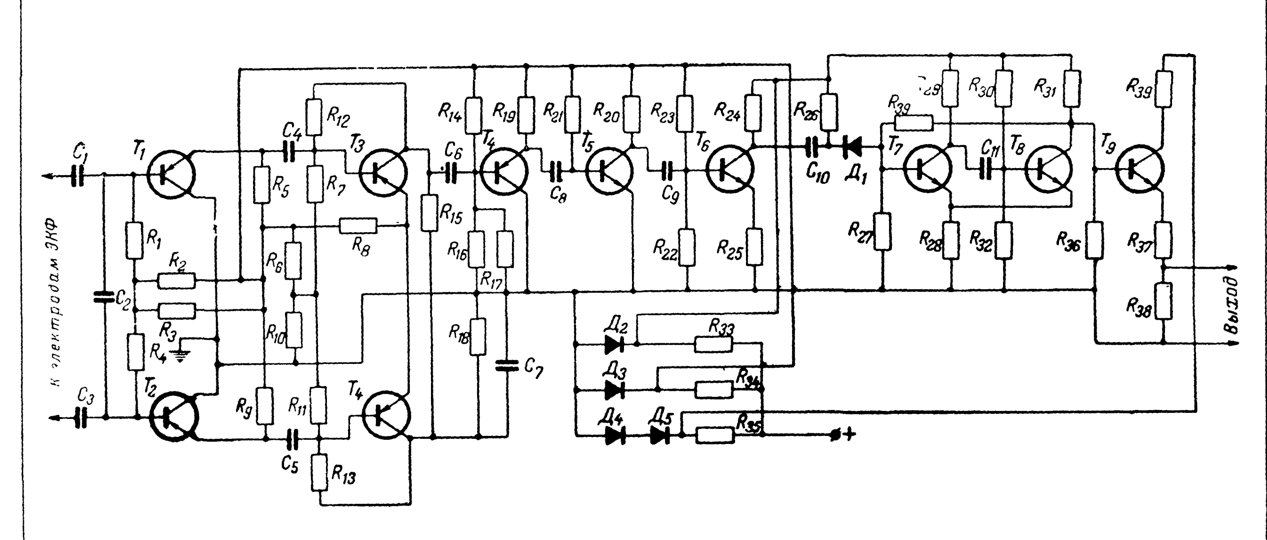


Рис. 25. Принципиальная схема электрокардиофона.

Частота пульса непрерывно контролировалась электрокардиофоном, схема которого приведена на рис. 25.

Электрокардиофон состоял из усилителя, избирательно-усиливающего биоэлектрический импульс сердца в диапазоне частот 10—20 *гц*, ограничителя-формирователя, ждущего мультивибратора и звукового генератора.

В полете Г. С. Титова для кинетокардиографии применялся миниатюрный предусилитель совместно с электрокардиографическим усилителем Предусилительный блок размером со спичечную коробку размещался в кармане скафандра и усиливал сигналы микрофона до величины 1—2 *мв*.

В полете В Ф. Быковского и В В Терешковой для исследования механической работы сердца был использован сейсмокардиографический датчик с демпфированием. Он размещался на грудине космонавтов и выдавал сигналы на электроокулографический канал. Благодаря различию спектральных характеристик сигналов удалось зарегистрировать их по одному телеметрическому каналу.

НАЗЕМНАЯ КОНТРОЛЬНО-ИСПЫТАТЕЛЬНАЯ АППАРАТУРА

Для проведения предполетного обследования космонавтов и для лабораторной отработки комплекса физиологических методов, используемых в полете (проверка и регулировка датчиков, испытание новых отведений и т. п), применялся так называемый технологический комплект бортовой аппаратуры. Он отличался только тем, что был дополнительно снабжен устройствами визуального контроля и регистратором, позволяющим без телеметрической линии наблюдать и записывать необходимые показатели В последнее время для подготовки к эксперименту были разработаны имитаторы физиологической информации и проверочные пульты. Наземные контрольно-измерительные приборы применялись как для технической проверки бортовой аппаратуры, так и для предстартовых обследований космонавтов. Эти обследования необходимы не только для контроля состояния здоровья космонавтов, но и для получения исходных данных, которые используются для сравнения с данными, полученными в процессе полета. Поэтому требования к контрольно-измерительной аппаратуре должны быть не менее серьезны, чем требования, предъявляемые к бортовой аппаратуре.

Так как многие элементы наземной контрольно-измерительной аппаратуры могут быть интересны для широкого круга лиц, работающих в области медицинской электроники и диагностики, ниже приводится краткое описание ряда приборов.

Четырехканальный самописец предназначен для записи чернилами на стандартной бумажной ленте инфранизкочастотных и низкочастотных процессов. Каждый канал самописца выполнен по схеме усилителя постоянного тока с мощным выходным каскадом, нагрузкой которого служит обмотка вибратора Изменение тока в обмотке вызывает отклонение пера. Схема одного усилительного канала приведена на рис. 26 Входное напряжение регистратора составляет от 0 до 6 *в*.

Для записи используется диаграммная бумага шириной 140 *мм*. Поле записи трех перьев равно 20 *мм*. Максимальная чувствитель-

ность не менее 10 *мм* на 1 *в* в полосе частот 0—100 *гц*; поле записи четвертого пера равно 40 *мм*; чувствительность—20 *мм* на 1 *в* в полосе частот 0—3 *гц*. Самописец питается от сети переменного тока

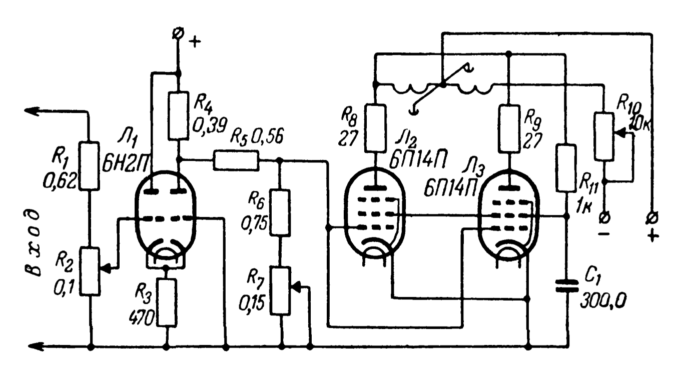


Рис. 26. Принципиальная схема усилительного канала чернильного регистратора.

Система визуального контроля представляет собой двухканальный осциллоскоп на малогабаритной электронно-лучевой трубке. Осциллоскоп включает в себя два усилительных канала постоянного тока, электронный коммутатор, блоки питания и развертки

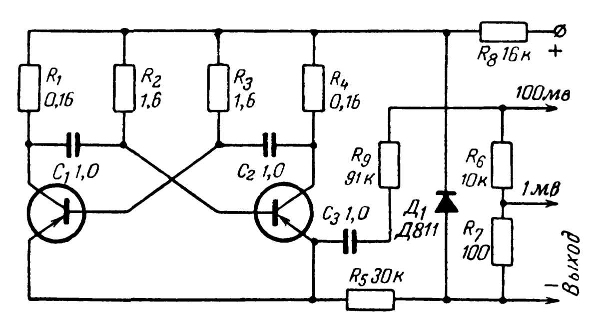


Рис. 27. Принципиальная схема имитатора для проверки физиологической аппаратуры.

Имитатор физиологической информации позволяет подавать на вход усилительной бортовой аппаратуры прямоугольные импульсы напряжения амплитудой 1 и 100 *мв* с частотой следования около 1 *гц*. Это позволяет контролировать усиление и проверять наличие искажений в условиях подготовки аппаратуры к летному или лабораторному эксперименту. Схема имитатора приведена на рис. 27.

Проверочный пульт предназначен для контроля положения электродов и датчиков на космонавте перед началом опыта или пе-

ред посадкой в космический корабль Пульт соединяется с космонавтом через стандартные разъемы. Он имеет звуковой и визуальный индикаторы (рис 28)

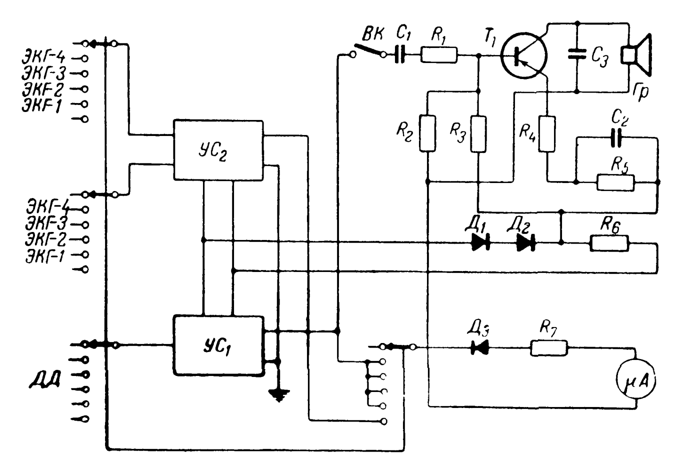


Рис. 28. Принципиальная схема проверочного пульта.

Кроме указанных приборов, в состав контрольно-измерительной аппаратуры могут входить различные распределительно-коммутационные пульты, приборы для различных технических измерений, а так же разнообразные вычислительные устройства как непрерывного, так и дискретного действия.

ГЛАВА ТРЕТЬЯ

СИСТЕМЫ ПЕРЕДАЧИ И РЕГИСТРАЦИИ ДАННЫХ

Регистрация биологических показателей может осуществляться на борту космического корабля и на земле. В последнем случае необходимо передавать информацию по радиоканалу. В настоящее время бортовые регистраторы применяются лишь на тех участках полета, на которых невозможно передавать информацию на Землю (например, участок спуска).

Для контроля за состоянием космонавта необходимо иметь соответствующие данные непосредственно в ходе полета. Поэтому исследовательскую информацию целесообразно передавать по радио, так как это обеспечивает успех научного эксперимента независимо от возможности доставки записей на Землю. Полет собаки Лайки дал важные научные результаты потому, что вся необходимая информация передавалась на Землю по каналам радиотелеметрии.

Специальный раздел радиотелеметрии, занимающийся передачей данных о биологических показателях, получил название биологической телеметрии.

В космической медицине биологическая телеметрия служит методом врачебного контроля и научных исследований.

Радиолиния между объектом измерения и регистрирующим прибором накладывает характерный отпечаток на методику и технику биологических измерений в полете

В отличие от лабораторных экспериментов, где биологические данные можно регистрировать в любом объеме и по любой заданной программе, в космическом полете количество передаваемой информации зависит от емкости телеметрических линий и времени передачи (сеансов записи данных). Движение космического корабля

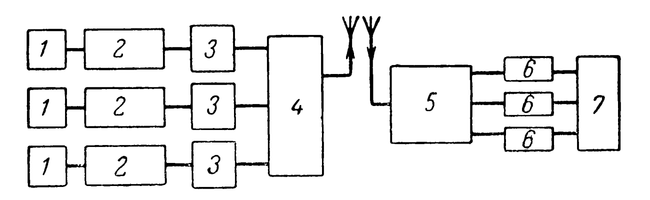


Рис. 29. Блок-схема радиотелеметрического канала.
1 — датчики; *2* — усилители; *3*—модуляторы; *4*—передатчик *5* — приемник; *6* — фильтры (демодуляторы); *7*—регистратор

по орбите вокруг Земли обусловливает эпизодический характер связи наземных приемных пунктов с бортовой радиотелеметрической аппаратурой.

Рассмотрим более подробно процесс передачи информации по телеметрическим каналам Общая блок-схема радиотелеметрического канала приведена на рис 29 Помимо датчиков и усилителей, в состав этой аппаратуры входят шифраторы, радиопередатчик, радиоприемник, дешифраторы и регистрирующие устройства. Шифраторы предназначены для кодирования сигналов, поступающих с выходов усилительной аппаратуры. По способам разделения каналов многоканальные радиотелеметрические системы делятся на следующие разновидности: с частотным разделением, с временным разделением, с кодовым разделением.

Известно, что физиологические сигналы имеют практически ограниченные спектры Чтобы разместить спектры таких сигналов в неперекрывающихся частотных полосах, необходимо модулировать сигналы различными частотами. Сигналы на приемной стороне разделяются специальными фильтрами. Характеристики реальных фильтров не обладают прямоугольной формой, что влечет за собой возникновение взаимных помех между составляющими спектра разных каналов. Для ослабления этих помех необходимо увеличивать разнос несущих частот. Блок-схема радиотелеметрической системы с частотным разделением каналов приведена на рис. 30.

Напряжения, получаемые с датчиков, после предварительного усиления поступают на соответствующие генераторы поднесущих частот для их модуляции. Разнос частот дает возможность передавать сигналы без перекрестных искажений Кроме того, перекрестные искажения устраняются специальными фильтрами (на схеме не показаны) Выходные сигналы всех генераторов поднесущих частот модулируют генератор основной частоты, на выходе которого воз-

никает сложный модулированный сигнал, излучаемый в пространство Система, в которой используется частотная модуляция генераторов поднесущих частот и генератора несущей частоты, известна как система ЧМ-ЧМ. Принятый по этой системе сигнал после усиления поступает на фильтры, в которых поднесущие частоты разделяются по каналам.

В систему с временным разделением каналов сигнал от усилителей передается на модуляторы, на которых осуществляется модуляция напряжения генератора. Модуляторы запускаются импульсами коммутатора, управляемого генератором тактовых импульсов

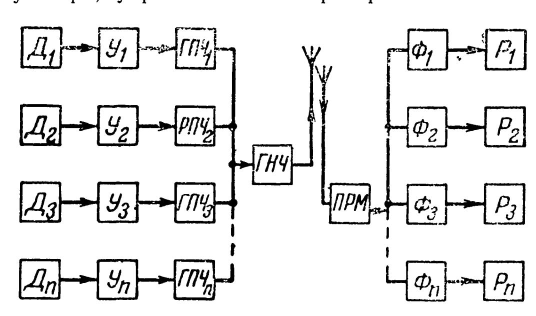


Рис. 30. Блок-схема радиотелеметрического канала с частотным разделением каналов.

$Д_1$—$Д_n$ — датчики; $У_1$—$У_n$ — усилители, $ГПЧ_1$ — $ГПЧ_n$ генераторы поднесущих частот; *ГНЧ* — генератор несущей частоты; $Р_1$—$Р_n$ — регистраторы; *ПРМ* — приемник; $Ф_1$—$Ф_n$ — фильтры

(ГТИ). Таким образом, скорость коммутации датчиков каналов определяется частотой генератора тактовых импульсов Синхронизатор, запускаемый также генератором тактовых импульсов, синхронизирует работу передающей и приемной установок, подключая передающий канал к соответствующему приемному каналу.

Синхронизатор приемного тракта управляет коммутатором, который подключает измерительные каналы к соответствующим дешифраторам. После дешифраторов сигналы поступают на регистраторы (рис. 31). Радиометрические системы с временным разделением сигналов не имеют громоздких частотных фильтров. Особенность их заключается в необходимости дискретной передачи сообщения по каждому каналу. Путем соответствующего выбора тактовой частоты биологические параметры можно измерять с высокой точностью.

При временном разделении каналов в модуляторах передающего тракта может быть осуществлена амплитудно-импульсная (АИМ), широтно-импульсная (ШИМ), фазово-импульсная (ФИМ) или кодово-импульсная модуляция (КИМ). В выходном передающем устройстве может быть осуществлена частотная или амплитудная модуляция. Таким образом, в зависимости от видов первичной и вторичной модуляции различают следующие виды систем: АИМ-ЧМ, ШИМ-АМ, ШИМ-ЧМ, ФИМ-ЧМ, ФИМ-АМ, КИМ-АМ и КИМ-ЧМ.

Для коммутации цепей в передающем и приемном каналах применяются механические и электронные коммутационные устройства. Механические коммутаторные устройства используются в основном для передачи медленно изменяющихся величин. Электронные коммутаторные устройства позволяют передавать быстро изменяющиеся величины С помощью электронно-коммутирующего устройства можно осуществить один из видов модуляции: ШИМ, ФИМ и КИМ.

При кодово-импульсной модуляции (КИМ) передаются дискретные значения измеряемой величины Эти дискретные значения

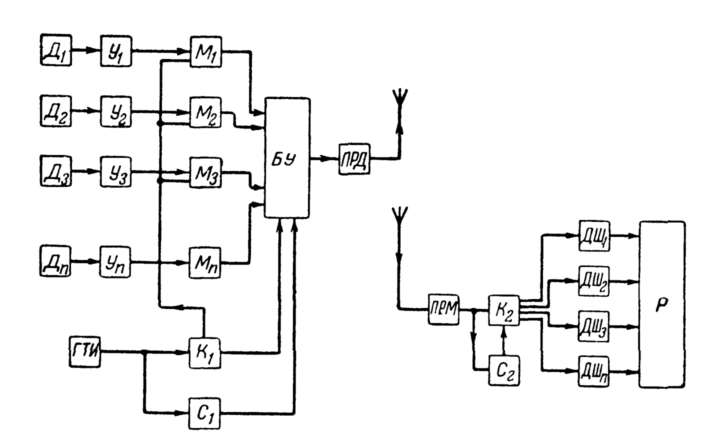


Рис. 31. Блок-схема радиотелеметрического канала с временным разделением каналов.

$Д_1$—$Д_n$ — датчики; $У_1$—$У_n$ усилители; $М_1$—$М_n$ — модуляторы; $К_1$, $К_2$ — коммутаторы; $С_1$, $С_2$ — синхронизаторы; *ГТИ* — генератор тактовых импульсов; *БУ* — блок управления; *ПРД* — радиопередатчик; *ПРМ* — радиоприемник; $ДШ_1$—$ДШ_n$ — дешифраторы; *Р* — регистратор.

разбиваются на уровни (квантование сигнала), а уровни нумеруются. Каждый номер отображается комбинацией импульсов в двоичной системе. Кодово-импульсная модуляция позволяет вести передачу с высокой степенью точности и записывать данные измеряемых величин непосредственно на магнитную ленту или на перфокарты.

Одна из важных задач биологической телеметрии заключается в согласовании объема передаваемой по радиоканалам информации с пропускной способностью этих каналов, а также в определении количества информации, подлежащей передаче. Для определения количества информации нужно знать общее число возможных на входе канала сигналов, вероятность появления каждого из них и требуемую скорость передачи. Для равновероятных сигналов существует формула

$$H = n \log_2 N,$$

где H — количество информации в двоичных единицах в секунду;
n — скорость передачи (число сигналов в секунду);
N — число равновероятных сигналов, возможных на входе канала.

Определение количества информации в двоичных единицах в секунду в медицинских показателях и записях представляет известные трудности. Каждый биологический процесс имеет свои особые характеристики, которые должны учитываться при его записи Прежде всего учитываются частотная характеристика процесса и требуемая точность записи, связанные с формой передаваемых кривых Максимальная частота процесса ($f_{макс}$) определяет необходимую скорость передачи данных по радиоканалу. По теореме В. А. Котельникова $n=2\ f_{макс}$. Точность записи определяет число вероятных значений сигнала на входе канала. Так, для получения точности 2% сигнал должен иметь 50 уровней.

Рассмотрим, например, передачу одного из наиболее часто регистрируемых показателей — электрокардиограммы Электрокардиограмма состоит из пяти зубцов (рис. 32). Зубец P может достигать $^1/_{10}$ амплитуды максимального отрезка RS. Если предположить, что для индикации зубца P достаточно иметь два уровня (точность определения его амплитуды при этом равна 50%), то необходимо обеспечить амплитудное квантование кривой на 20 уровней (рис 32,*б*) Скорость передачи определяется максимальной частотой процесса (практически 40—50 *гц*) или продолжительностью интервала QRS. Этот интервал, состоящий из трех зубцов, имеет продолжительность 0,05—0,08 *сек*. Учитывая сложную форму электрокардиограммы, по-видимому, минимально возможная частота опроса должна быть установлена 100 *гц* (рис 32,*в*). Таким образом, зная требуемую точность и скорость передачи, можно подсчитать количество информации, содержащейся в электрокардиограмме. Оно равно $H=n\ \log_2 N = 100\ \lg_2 20 \approx 400$ *дв ед/сек*

Следует отметить, что указанная цифра представляет интерес только для инженера, занимающегося проблемами передачи информации. Никакого физиологического смысла в ней нет.

Для врача смысловое (информационное) значение имеют такие особенности кривой (продолжительность интервалов, амплитуда и форма зубцов), которые позволяют определять те или иные отклонения от нормы. Совершенно иначе рассматривает записи биологических показателей инженер, который не ищет смысла в форме зубцов, в амплитудных или временны́х соотношениях. Для него биологический показатель — это набор сигналов, подлежащих передаче по радиоканалу с определенной скоростью и точностью. Посылка каждого сигнала означает, что из множества возможных сигналов выбран именно этот, а не какой-либо другой

Каждый радиотелеметрический канал рассчитан на передачу определенного количества информации. Пропускная способность радиоканала также определяется в двоичных единицах в секунду. Отношение количества информации, которое еще может быть передано по данному каналу без искажений, к его пропускной способности (емкости) называется коэффициентом полезного действия канала Он тем выше, чем меньше емкость канала Для каналов емкостью в 10 и менее двоичных единиц в 1 *сек* коэффициент полезного действия близок к единице; для каналов большей емкости он колеблется в пределах от 0,75 до 0,05.

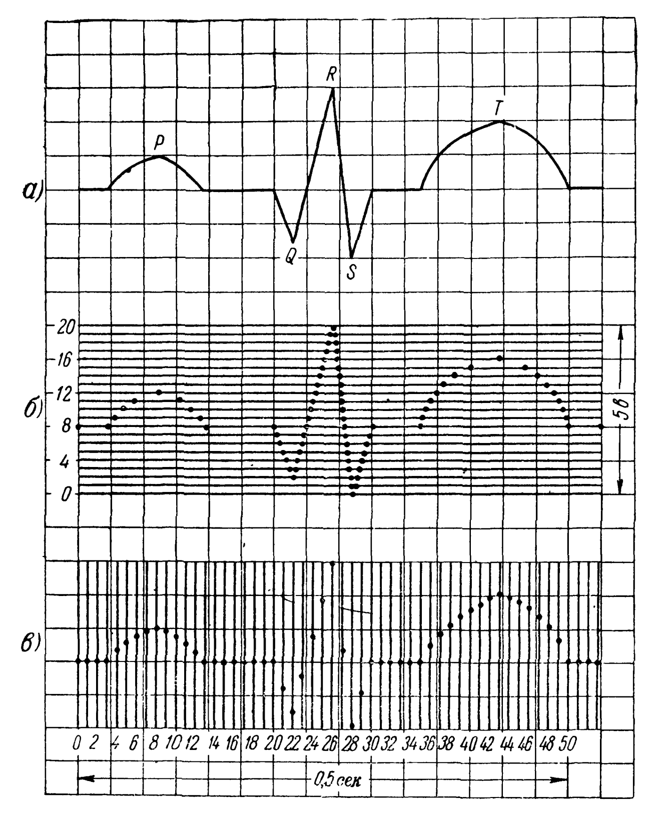


Рис. 32. К расчету емкости телеметрического канала для передачи электрокардиограммы.

а — электрокардиограмма; *б* — амплитудное квантование электрокардиографической кривой; *в* — электрокардиограмма при скорости передачи 100 сигналов в 1 *сек*.

В табл 2 приведены ориентировочные данные о количестве информации, содержащейся в некоторых физиологических параметрах, и о емкости радиоканалов, необходимой для их неискаженной передачи.

Как следует из приведенной таблицы[1], для передачи различных параметров требуются радиотелеметрические линии разной емкости. Поскольку стандартные радиотелеметрические станции имеют обычно каналы с одинаковой пропускной способностью, то возникает задача равномерной загрузки каналов. С одной стороны, для увеличения количества информации ряд медленно изменяющихся параметров коммутируется на один канал, а с другой стороны —

[1] По О. Г. Газенко и Р. М. Баевскому.

Таблица 2

Параметры	Скорость передачи (число сигналов в секунду)	Точность передачи, %	Количество информации, *дв. ед/сек*	Емкость канала, *дв. ед/сек*
Электрокардиограмма . . .	100	5	400	500
Электроэнцефалограмма . .	200	10	600	800
Электромиограмма	1 000	10	3 000	4 000
Пневмограмма	10	20	20	20
Актограмма	20	10	60	75
Термограмма	0,05	2	0,25	0,25

с целью уменьшения требуемой для передачи данного параметра емкости телеметрического канала применяются технические приемы уплотнения информации (детектирование и интегрирование электромиограммы)

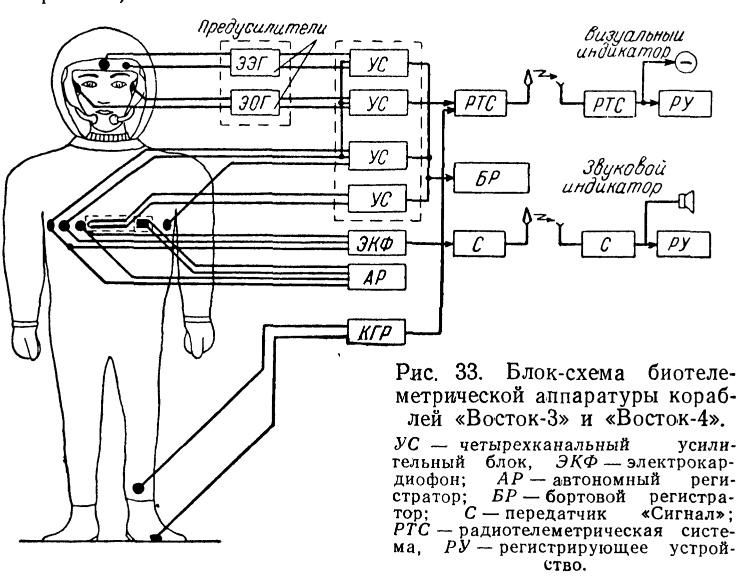


Рис. 33. Блок-схема биотелеметрической аппаратуры кораблей «Восток-3» и «Восток-4».

УС — четырехканальный усилительный блок, *ЭКФ* — электрокардиофон; *АР* — автономный регистратор; *БР* — бортовой регистратор; *С* — передатчик «Сигнал»; *РТС* — радиотелеметрическая система, *РУ* — регистрирующее устройство.

В настоящее время уже накоплен опыт использования радиотелеметрических линий для передачи физиологической информации с борта космических кораблей. Рассмотрим, например, систему врачебного контроля, использовавшуюся во время полетов советских космонавтов на кораблях «Восток»

На рис 33 приведена блок-схема биотелеметрической аппаратуры кораблей «Восток-3» и «Восток-4». Кроме датчиков и усилите-

лей, она включает две радиотелеметрические системы (периодического и непрерывного действия), автономный и бортовой регистраторы. Наземные приемные пункты оборудованы регистрирующими, звуковыми и визуальными устройствами контроля.

Бортовой и автономный регистраторы, установленные на кораблях «Восток», служат примерами использования запоминающих

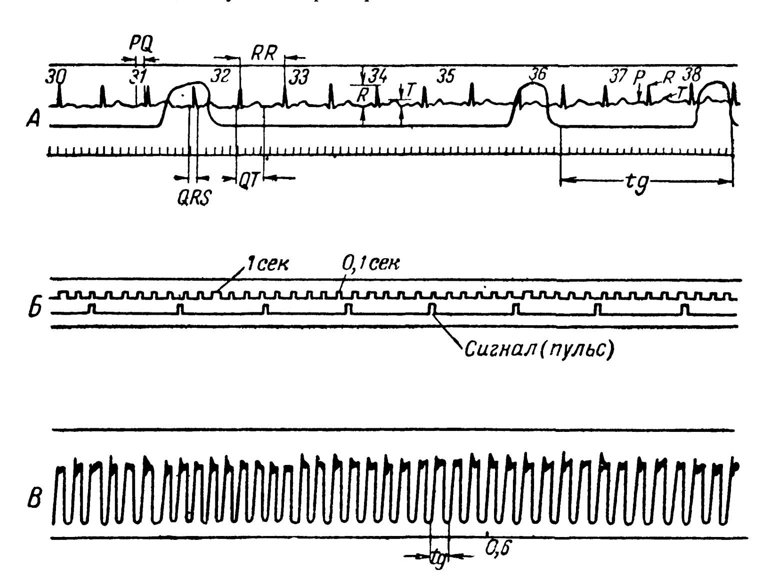


Рис. 34. Образцы записей, полученных в космическом полете.

А — запись электрокардиограммы и дыхания при помощи радиотелеметрической системы периодического действия; *Б* — регистрация пульса при помощи передатчика «Сигнал»; *В* — запись дыхания автономным регистратором.

устройств для космической медицины, работающих на магнитной ленте. По своему существу и оптические самописцы, использовавшиеся еще при запуске животных на ракетах,— тоже запоминающие устройства. Однако магнитная запись позволяет накапливать большие количества информации в малых объемах, хорошо сохранять записи в самых неблагоприятных условиях и непосредственно вводить информацию в автоматические вычислительные устройства.

Бортовой регистратор служит запоминающим устройством, накапливающим информацию на участке спуска, когда работа радиотелеметрических систем невозможна. Автономный регистратор расположен на космонавте. Это миниатюрная запоминающая система, действующая в период отделения космонавта от кабины космического корабля Записи, полученные с помощью автономного регистратора, позволяют исследовать физиологические реакции космонавта в момент катапультирования, при парашютировании и приземлении

Радиотелеметрические системы кораблей «Восток» передавали весь объем медико-биологической информации в период прохождения кораблей над территорией СССР, а в течение остального времени полета вели непрерывный контроль за частотой пульса космонавта при помощи электрокардиофона и передатчика «Сигнал». На рис. 34 приведены образцы записей, полученных с помощью различных систем регистрации.

ГЛАВА ЧЕТВЕРТАЯ

ПРИМЕНЕНИЕ РАДИОСВЯЗИ И ТЕЛЕВИДЕНИЯ ДЛЯ ВРАЧЕБНОГО КОНТРОЛЯ

Исторически сложилось так, что врач должен прежде всего иметь возможность видеть и слышать своего пациента. Поэтому такая возможность во время космического полета имеет громадное значение для медицинского персонала, находящегося на Земле. Телевидение и радиосвязь при организации врачебного контроля значительно дополняют объективную радиотелеметрическую информацию По данным радиопереговоров врачи могут оценить работоспособность и самочувствие космонавта. Телевизионное наблюдение позволяет составить представление о поведении, движениях и позе космонавта. Поэтому космическая медицина проявляет большой интерес к телевизионному и связно́му оборудованию космических кораблей. Правда, в настоящее время врачи еще не выдвигают специальных требований к этим системам, поскольку опыт работы с ними невелик. Однако не исключено, что появятся определенные исследования в этом направлении, например в области телевизионного контроля глазодвигательных рефлексов, цвета кожи и слизистых оболочек или тонких двигательных актов.

В полете А. Г. Николаева и П. Р. Поповича радиосвязь, например, использовалась для оценки выполнения космонавтами психологических тестов, один из которых состоял в считывании геометрических фигур со специальных таблиц. Космонавт громко называл фигуры, а его голос записывался бортовым магнитофоном. В момент пролета над одной из наземных станций производилось ускоренное воспроизведение записи и ее регистрация на Земле. При прослушивании записей врачами составлялось суждение о правильности и качестве выполнения психологических тестов.

Для приема информации с корабля и для передачи ее на корабль использовалась широкая сеть наземных станций КВ и УКВ диапазонов. Все станции были связаны с оперативным центром, что позволяло практически вести связь из любого пункта Советского Союза. Двусторонняя связь с космонавтами на УКВ велась на расстоянии не менее 1 500—2 000 *км*, а в диапазоне КВ — в некоторых случаях превышала 10 000 *км*.

Микрофоны, ларингофоны и телефоны размещались на шлеме космонавта. Радиосвязь была устойчивой даже при большом шуме работающих ракетных двигателей.

В случае выхода космонавта из кресла связь не нарушалась, так как в кабине корабля были установлены два микрофона и три громкоговорителя. Кроме того, на корабле был установлен широко-

диапазонный приемник, который космонавт включал во время отдыха

Радиосвязная аппаратура на борту управлялась либо автоматически, либо вручную Включение и выключение радиостанций УКВ диапазона велось от бортового программного устройства.

Космонавт мог регулировать громкость приемников, включать или выключать передатчики, переключать громкоговорители и микрофоны кабины на микрофоны и телефоны, расположенные на шлеме.

В кабине был установлен магнитофон, который запускался автоматически, когда космонавт вел переговоры с Землей или с другим космонавтом.

У него имелись также индивидуальные средства связи, использовавшиеся на участке спуска и после приземления.

Важную роль в полетах наших космонавтов сыграло телевидение. Кроме решения специальных задач, в том числе задач врачебного контроля, миллионы телезрителей впервые смогли непосредственно смотреть передачи из космоса.

В космическом корабле были установлены две камеры: одна — для передачи изображения в фас, другая в более мелком масштабе передавала изображение в профиль. Камеры переключались на один передатчик автоматически по командам с Земли.

ГЛАВА ПЯТАЯ

НЕКОТОРЫЕ ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ В КОСМИЧЕСКОЙ МЕДИЦИНЕ

Увеличение продолжительности и дальности космических полетов связано с дальнейшим совершенствованием радиоэлектронных систем для врачебного контроля и медицинских исследований в полете Здесь мы остановимся лишь на некоторых особенностях будущей биотелеметрической аппаратуры.

Малая телеметрия. Под таким названием в космической медицине подразумевают системы внутрикабинной ретрансляции физиологической информации от космонавта к бортовой аппаратуре.

Датчики, которые располагаются на космонавте, обычно связаны проводами с усилительными блоками, находящимися в кабине корабля, что ограничивает подвижность космонавта. А. Г. Николаев и П. Р. Попович во время «свободного плавания» в невесомости вынуждены были на время отсоединяться от бортовой аппаратуры. С увеличением размеров кабин космических кораблей космонавты смогут в них свободно перемещаться. Для того чтобы в таких условиях можно было вести врачебный контроль, целесообразно передавать информацию от датчиков не по проводам, а по радиолинии.

Для этого на космонавте, кроме датчиков, должен находиться миниатюрный передатчик с источником питания. Блок-схема перспективной системы внутрикабинной телеметрии приведена на рис. 35.

Подобные системы должны обладать малыми габаритами, максимальной продолжительностью работы при сравнительно небольшой дальности действия (порядка нескольких метров).

Для уменьшения габаритов аппаратуры, располагаемой на человеке, в последнее время стали применять схемы без источников питания. Такие схемы имеют индуктивное питание, т. е. передатчик на человеке питается от приемного контура с выпрямителем от мощного внешнего генератора. Один генератор может питать несколько передающих устройств, как, например, в системе, предложенной одной американской фирмой.

Новые методы физиологического исследования. Несомненно, что в будущем объем медико-биологической информации, число исполь-

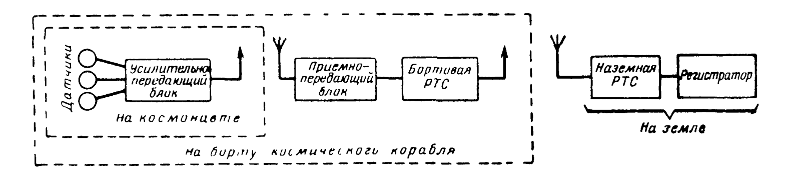


Рис. 35. Блок-схема системы внутрикабинной телеметрии.

зуемых физиологических методов должны увеличиться. Предполагается, что физиологические исследования должны характеризовать функциональное состояние коры головного мозга, способность к целенаправленной деятельности и важнейшие вегетативные функции космонавта. При этом будут использоваться съемные датчики. Остановимся на описании только двух новых важных физиологических методов: электроплетизмографии и исследовании легочной вентиляции.

Электроплетизмограмма — это регистрация изменений комплексного сопротивления живой ткани на высоких частотах. Измерение проводят на частотах от 10 до 500 *кгц* и более. Оптимальными считаются частоты 30—100 *кгц*. В этом диапазоне наиболее выражены пульсовые изменения комплексного сопротивления. В целом сопротивление ткани зависит от многих факторов, но диагностическую ценность в данном случае представляют колебания сопротивления, связанные с изменением наполнения тканей кровью. Приток крови при каждом сердечном сокращении изменяет (уменьшает) комплексное сопротивление тканей на 0,01—0,05%. Перемещение массы крови, связанное с изменением положения тела, вызывает колебание величины комплексного сопротивления в пределах 20—30%. При действии перегрузок, например в опытах на центрифуге или на активном участке космического полета, значения комплексного сопротивления могут изменяться в несколько раз. Наиболее эффективно использование метода электроплетизмографии для косвенной оценки внутричерепного кровообращения, поскольку плотные стенки черепа не позволяют каким-либо из датчиков непосредственно зарегистрировать механические эффекты, связанные с движением крови в тканях мозга.

Следует отметить, что при конструировании электроплетизмографа может быть выбрано два варианта усилительных схем. Для

сохранения общей картины изменений комплексного сопротивления, включая все волны и медленные смещения уровня, необходимо использовать либо усилитель высокой частоты с детектором на выходе, либо усилитель постоянного тока Для выделения пульсовых составляющих электроплетизмограммы используется усилитель переменного тока.

Исследование легочной вентиляции производится для определения объема вдыхаемого или выдыхаемого воздуха в единицу времени (обычно за 1 *мин*). Кроме того, измеряется объем каждого вдоха. Легочная вентиляция важна не только как самостоятельный функциональный показатель, но и для изучения газообмена с использованием автоматических газоанализаторов, регистрирующих содержание кислорода и углекислоты в выдыхаемом воздухе. Датчик для исследования легочной вентиляции может быть выполнен в виде обычной маски, надеваемой на лицо. Выдыхаемый воздух через соответствующий клапан поступает в преобразователь, представляющий собой миниатюрную турбинку с лопастями, вращающимися потоком выдыхаемого воздуха. Вырабатываемое при этом электрическое напряжение может быть подано на интегратор для определения объема выдыхаемого воздуха Форма записи при таком методе показана на рис. 36. Определение легочной вентиляции за 1 *мин* сводится к подсчету числа импульсов.

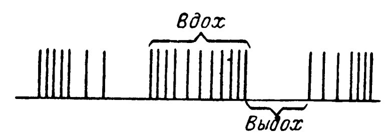


Рис. 36. Характер регистрации легочной вентиляции дискретным методом.

Изучение легочной вентиляции и газообмена в условиях космического полета имеет непосредственное отношение к проблемам разработки систем жизненного обеспечения космонавтов, регламентации труда и отдыха экипажа, решению вопросов питания и т. п

Автоматическая обработка медицинской информации. В связи с увеличением продолжительности и дальности космических полетов ожидается значительное уменьшение емкости радиометрических каналов, т. е. ограничение объема информации, передаваемой на землю.

Новые еще более сложные космические полеты будут требовать расширения методических приемов физиологического исследования и повышения надежности врачебного контроля. Поэтому вопросы передачи по одному каналу максимально возможного количества данных уже сейчас приобретают актуальное значение. Широкое применение получат системы автоматического врачебного контроля, которые будут представлять собой по существу миниатюрные «диагностические» машины. Они будут обрабатывать вводимую в них непосредственно от космонавта информацию по логическим правилам, предусмотренным программой, и выдавать на линию телеметрии обобщенный сигнал — код. Такой сигнал—код может служить «диагнозом» отклонений в состоянии здоровья космонавта.

Передача сигналов-кодов вместо данных о состоянии различных физиологических функций позволит во много раз уменьшить емкость телеметрических линий для передачи медицинской информации Устройства автоматической обработки данных будут использованы и для уплотнения исследовательской информации. Например.

вместо электромиограммы могут передаваться только цифры, характеризующие ежесекундные значения частоты и амплитуды мышечных биопотенциалов Таким образом, развитие биологической телеметрии тесно связано с проблемами преобразования медицинской информации.

Основным направлением здесь будет переход от регистрации первичных данных, обладающих значительной избыточностью, к записи сигналов, максимально насыщенных информацией. Развитие вычислительной техники открывает большие перспективы в разработке принципиально новых радиоэлектронных приборов для космической медицины. В первую очередь это касается аппаратуры врачебного контроля, обеспечивающей безопасность космического поле-

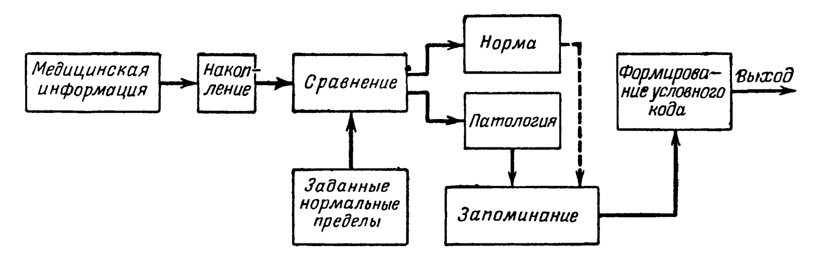


Рис. 37. Блок-схема операций, выполняемых системой автоматической обработки данных.

та и предназначенной для срочной сигнализации об опасных ситуациях, возникающих в полете. Аналогичные устройства могут использоваться и для быстрой обработки данных в лабораторных экспериментах и во время тренировок

В недалеком будущем устройства автоматической обработки медицинской информации станут неотъемлемой частью систем медико-биологического контроля на космических кораблях За рубежом существуют проекты бортовых и наземных автоматических устройств для медицинских целей

Применение бортовых устройств более целесообразно, так как передача одного обобщенного сигнала-кода обеспечивает высокую надежность контроля, а потеря даже незначительной части информации в радиолинии привела бы к невозможности обобщения результатов в наземном устройстве Что касается габаритных и весовых характеристик, то уже в ближайшем будущем благодаря успехам кибернетики и, в частности, бионики предполагается создание сверхминиатюрных вычислительных машин

Для анализа информации в наземном устройстве требуется накопление данных в течение определенного времени. При малой продолжительности сеанса связи или большом уровне помех количество накопленной информации может оказаться недостаточным. Анализ данных на борту позволит непрерывно повторять обобщенный сигнал, что создаст некоторую избыточность в радиолинии и тем самым повысит надежность врачебного контроля

На рис 37 приведена блок-схема операций в системе автоматической обработки данных. Операции накопления, сравнения, выде-

ления нормальных и патологических значений и, наконец, формирования условного кода могут осуществляться не только вычислительными машинами, но и так называемыми логическими устройствами. В последнем случае анализ происходит по «жесткой» программе, т. е. устройство работает только по алгоритмам, предусмотренным в процессе его разработки.

Создание систем автоматического медицинского контроля на космических кораблях должно вестись по пути конструирования сигнализаторов, где условный код использовался бы для оповещения испытателей и экспериментаторов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Агаджанян Н. А., Акулиничев И. Т., Зазыкин К. П., Максимов Д. Г., Методика фиксации электродов для регистрации электрокардиограммы во время космических полетов человека, в кн. «Проблемы космической биологии», изд. АН СССР, М, 1962, т. 1.

2. Акулиничев И. Т, Баевский Р. М, Значение медицинской электроники для обеспечения космических полетов животных и человека, II Всесоюзная конференция по применению радиоэлектроники в биологии и медицине, Тезисы докладов, 1962.

3. Благонравов А. А, Подготовка полета человека в космическое пространство, Вестник АН СССР, 1961, № 6.

4. Буйлов Б. Г., Грюнталь Р. Г., Научно-исследовательская аппаратура, в кн. «Проблемы космической биологии», изд. АН СССР, 1962, т. 1.

5. Газенко О Г, Баевский Р. М, Физиологические методы в космической медицине, Искусственные спутники земли, 1961, вып 11.

6. Газенко О Г., Некоторые проблемы космической биологии, Вестник АН СССР, 1962, № 1.

7. Долуханов М. П., Дальнее распространение ультракоротких волн, Связьиздат, 1962.

8 Москаленко Ю. Е., Баевский Р. М, Газенко О. Г., К методике исследования мозгового кровообращения в условиях измененного гравитационного поля, в кн. «Проблемы космической биологии», изв. АН СССР, М., 1962, т. 1.

9. Парин В. В, Баевский Р. М., Газенко О. Г., Проблемы биологической телеметрии, в кн. «Проблемы космической биологии», изд. АН СССР, М., 1962, т. 1.

10. Первые полеты человека в космос, изд. АН СССР, М, 1962.

11. Чернов В. И., Яковлев В. И, Научные исследования при полете животного на искусственном спутнике земли, 1958, вып. 1.

12. Яздовский В. И, Баевский Р. М, Медико-биологический контроль в космическом полете, Вестник АН СССР, 1962.

13. Газета «Известия» от 16 августа 1962 г.

СОДЕРЖАНИЕ

ИНФОРМАЦИЯ РЕДАКЦИИ МАССОВОЙ РАДИОБИБЛИОТЕКИ

В 1964 г. выйдут следующие книги и брошюры для подготовленных радиолюбителей:

Берг А. И., Кибернетика—наука об оптимальном управлении, 4 л, 50 000 экз.

Боксер О. Я., Клевцов М. И., Радиоизмерительная аппаратура для временного анализа рефлексов, 2,5 л, 20 000 экз.

Веденеев Г. М., Вершин В. Е, Кремниевые стабилитроны, изд. второе, дополненное, 6,5 л, 35 000 экз

Верхало Ю. Н, Электронные приборы для физиологических исследований, 2,5 л., 30 000 экз.

Гартман Г. А., Радиоэлектроника в сельском хозяйстве, 2 л, 30 000 экз.

Гринштейн М. М и Кучикян Л. М, Фотореле в радиолюбительской практике, 5 л., 50 000 экз

Дымович Н. Д, Ионосфера и ее исследование, 3 л, 30 000 экз.

Зельдин Е. А., Импульсные газоразрядные лампы и схемы их включения, 2 л, 35 000 экз.

Крайзмер Л. П., Техническая кибернетика, изд второе, переработанное и дополненное, 7 л., 40 000 экз.

Ложников А П, Сонин Е. К, Каскодные усилители, изд второе, переработанное и дополненное, 7 л, 50 000 экз.

Лугвин В. Г., Элементы современной низкочастотной электроники, 6 л, 40 000 экз.

Мельцер В Г., Лампа со вторичной эмиссией и ее применение, 2 л, 35 000 экз.

Никольский И. А, Квантовые усилители, 4 л, 40 000 экз.

Применение радиометодов в народном хозяйстве (Сборник описаний экспонатов 17-й Всесоюзной выставки творчества радиолюбителей-конструкторов), ч. 1, Автоматизация промышленных процессов и приборы производства контроля, 8 л, 25 000 экз.

Радиолюбители—народному хозяйству. «Приборы для измерения физико-химических и механических величин электрическими методами», (Сборник), 6 л, 25 экз.

Хайкин С. Э., Электромагнитные колебания и волны, изд второе, 16 л. 50 000 экз.

Шорников Е. А, Приборы для контроля и автоматического регулирования температуры, 3 л, 30 000 экз

Издательство «Энергия» и редакция Массовой радиобиблиотеки книг не высылают.

Книги Массовой радиобиблиотеки высылают наложенным платежом без задатка отделения «Книга—почтой» Заказ следует адресовать так: название республиканского, краевого или областного центра, Книготорг, отделению «Книга—почтой»

Рекомендуем заказывать книги по плану текущего года. Выпуски прошлых лет уже все распроданы

Акулиничев Иван Тимофеевич, Баевский Роман Маркович,
Зазыкин Константин Павлович, Фрейдель Владимир Рафаилович

Радиоэлектроника в космической медицине

М.—Л., Издательство „Энергия", 1964, 48 стр. с илл.
(Массовая радиобиблиотека. вып. 505)

* * *

Редактор *М. И. Клевцов* Техн. редактор *Г. Е. Ларионов*
Обложка художника *А. М. Кувшинникова*

Сдано в набор 12/XI 1963 г. Подписано к печати 31/I 1964 г.
Т-00840 Бумага 84×108[1]/[32] 2,46 п. л. Уч.-изд. л. 3
Тираж 26 000 экз. Цена 12 коп. Зак. 607

Московская типография № 10 Главполиграфпрома
Государственного комитета Совета Министров СССР по печати
Шлюзовая наб , 10.

Цена 12 коп.